



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS

KARINA CRISTINA ALONSO

ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR ASSOCIADA A MOVIMENTOS  
FUNCIONAIS E REPETITIVOS: AVALIAÇÃO DA EFETIVIDADE DESTA  
ABORDAGEM TERAPÊUTICA DESENVOLVIDA PARA REABILITAÇÃO DOS  
MEMBROS SUPERIORES DE INDIVÍDUOS COM TETRAPLEGIA

CAMPINAS

2015

KARINA CRISTINA ALONSO

ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR ASSOCIADA A MOVIMENTOS  
FUNCIONAIS E REPETITIVOS: AVALIAÇÃO DA EFETIVIDADE DESTA  
ABORDAGEM TERAPÊUTICA DESENVOLVIDA PARA REABILITAÇÃO DOS  
MEMBROS SUPERIORES DE INDIVÍDUOS COM TETRAPLEGIA

Tese apresentada à Faculdade de Ciências Médicas da Universidade  
Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a  
obtenção do título de Doutora em Ciências.

ORIENTADOR: ALBERTO CLIQUET JUNIOR.

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO  
FINAL DA TESE DEFENDIDA PELA ALUNA  
KARINA CRISTINA ALONSO E ORIENTADA  
PELO PROF. DR. ALBERTO CLIQUET JUNIOR.

  
\_\_\_\_\_

CAMPINAS

2015

Estudo financiado pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) (Processo: 143163/2011-6).

Ficha catalográfica  
Universidade Estadual de Campinas  
Biblioteca da Faculdade de Ciências Médicas  
Maristella Soares dos Santos - CRB 8/8402

Alonso, Karina Cristina, 1982-  
AL72e Estimulação elétrica neuromuscular associada a movimentos funcionais e repetitivos: avaliação da efetividade desta abordagem terapêutica desenvolvida para reabilitação dos membros superiores de indivíduos com tetraplegia / Karina Cristina Alonso. – Campinas, SP: [s.n.], 2015.

Orientador: Alberto Cliquet Junior.  
Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Ciências Médicas.

1. Estimulação elétrica. 2. Quadriplegia. 3. Reabilitação. 4. Extremidade superior. I. Cliquet Junior, Alberto, 1957-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

**Título em outro idioma:** Neuromuscular electrical stimulation associated to functional and repetitive movements: assessment of this therapeutic approach developed for upper limbs rehabilitation of individuals with tetraplegia

**Palavras-chave em inglês:**

Electrical stimulation

Quadriplegia

Rehabilitation

Upper extremity

**Área de concentração:** Fisiopatologia Cirúrgica

**Titulação:** Doutora em Ciências

**Banca examinadora:**

Alberto Cliquet Junior

Sara Teresinha Olalla Saad

Sergio Rocha Piedade

Egberto Gaspar de Moura

Carlos Dias Maciel

**Data de defesa:** 30-07-2015

**Programa de Pós-Graduação:** Ciências da Cirurgia

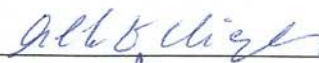
## BANCA EXAMINADORA DA DEFESA DE DOUTORADO

KARINA CRISTINA ALONSO

Orientador (a) PROF(A). DR(A). ALBERTO CLIQUET JUNIOR

### MEMBROS:

1. PROF(A). DR(A). ALBERTO CLIQUET JUNIOR



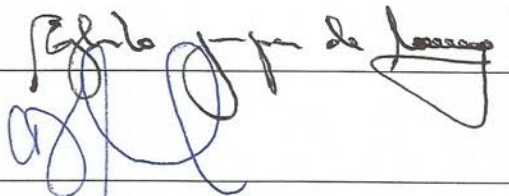
2. PROF(A). DR(A). SARA TERESINHA OLALLA SAAD



3. PROF(A). DR(A). SERGIO ROCHA PIEDADE



4. PROF(A).DR(A). EGBERTO GASPAR DE MOURA



5. PROF(A).DR(A). CARLOS DIAS MACIEL

Programa de Pós-Graduação em Ciências da Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas

Data: 30 de julho de 2015

## DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, jamais poderei ser suficientemente grata a eles. Obrigada Pai e Mãe por todo carinho, força e incentivo, principalmente nos momentos mais difíceis dessa jornada.

*"Se um dia, já homem feito e realizado, sentires que a terra cede a teus pés, que tuas obras desmoronam que não há ninguém à tua volta para te estender a mão, esquece a tua maturidade, passa pela tua mocidade, volta à tua infância e balbucia, entre lágrimas e esperanças, as últimas palavras que sempre te restarão na alma: minha mãe, meu pai" (Rui Barbosa).*

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a Deus por toda força para que eu me mantivesse disposta a continuar esta grande conquista;

Ao professor Alberto Cliquet Junior pela credibilidade, incentivo, aprendizado e principalmente pelo meu crescimento pessoal e profissional.

Ao meu noivo Gabriel Arantes por toda paciência, ajuda, força e pelos momentos que me proporcionou para que eu me mantivesse disposta a continuar nessa jornada;

A minha avó Angelina Ribeiro pelas preces diárias;

Ao meu irmão Carlos Eduardo Alonso e família pelo apoio;

Aos meus familiares e amigos, pelos dias de risadas e distrações, e em especial à Eliza Azevedo e Gabriela Domingues, pela grande ajuda e amizade;

Aos queridos pacientes do ambulatório de Reabilitação Raquimedular pelo carinho, paciência e disponibilidade;

Aos colaboradores da pesquisa, principalmente ao Renato Varoto e Fernando Martin e aos membros do Departamento de Estatística da FCM/UNICAMP Cleide Aparecida M. Silva e ao Paulo Fanti.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo suporte financeiro.

**MUITO OBRIGADA!**

## RESUMO

Na tetraplegia o grau de acometimento das funções dos membros superiores varia de acordo com o nível motor da medula atingido, dificultando a execução dos movimentos de alcance, preensão e manipulação de objetos fundamentais para a realização das atividades de vida diária, locomoção e transferências. Assim, a restauração dos membros superiores desses indivíduos é muito importante. A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) gera artificialmente contrações musculares e tem mostrado resultados positivos na restauração dos membros superiores dos indivíduos com tetraplegia. Porém, torna-se mais eficaz se associada a uma tarefa funcional e repetitiva. Assim, a presente pesquisa teve como objetivo avaliar a efetividade de um protocolo de reabilitação constituído por EENM associada a movimentos funcionais e repetitivos que foi desenvolvido para o tratamento dos membros superiores de indivíduos com tetraplegia. Participaram do estudo 11 sujeitos com tetraplegia e oito indivíduos saudáveis. O treinamento funcional associado à EENM foi realizado duas vezes por semana com duração de 30 minutos. A tarefa constava de alcançar um objeto a frente do tronco, pegá-lo, levá-lo à boca e retorná-lo na posição inicial. Os indivíduos foram avaliados pré-treinamento funcional e após a 16ª sessão. A eletromiografia avaliou a contração isométrica máxima dos músculos bíceps braquial e tríceps braquial (cabeça longa) e a atividade muscular dos bíceps braquial, do tríceps braquial (cabeça longa), flexor superficial dos dedos (FSD) e extensor comum dos dedos (ECD) durante os movimentos de alcance (fase 1), preensão (fase 2) e manipulação de um objeto até a boca (fase 3). Além disso, um dinamômetro avaliou a força dos flexores e extensores de cotovelo. Na análise da atividade muscular durante os movimentos de alcance, preensão e manipulação, o teste de Mann-Whitney comparou as avaliações dos indivíduos com tetraplegia e verificou diferenças nas *Root Mean Square* (RMS) dos músculos bíceps (fase 2:  $P=0.015$ ; fase 3:  $P=0.03$ ), tríceps (fase 3:  $P=0.01$ ); ECD (fase 2:  $P=0.03$ ; fase 3:  $P=0.04$ ); FSD (fase 1:  $P=0.003$ ; fase 3:  $P=0.003$ ) e na duração das fases (fase 1:  $P=0.01$ ; fase 3:  $P=0.01$ ). As diferenças com o grupo controle aconteceram em ambas às avaliações, respectivamente: bíceps [fase 1: (avaliação inicial x grupo controle -  $P=0.0006$ ), (avaliação final x grupo controle -

P=0.001); fase 2: (P=0.0006), (P=0.01); fase 3: (P=0.0006), (P=0.02)]; tríceps [fase 1: (P=0.0012), (P=0.007); fase 2: (primeira avaliação - P=0.03); fase 3: (primeira avaliação - P=0.002)]; FDS [fase 1: (P=0.0006), (P=0.011); fase 2: (P=0.001), (P=0.01); fase 3: (P=0.0006), (P=0.0006)]; e nas durações das fases [fase 1: (P=0.002), (P=0.015); fase 2: (P=0.002), (P=0.003); fase 3: (P=0.0006), (P=0.004)]. O teste de Wilcoxon comparou as forças dos flexores e extensores de cotovelo e o teste de Mann-Whitney o nível de atividade muscular dos bíceps e tríceps braquial (cabeça longa) entre as avaliações dos indivíduos com tetraplegia. Verificaram diferenças na força dos flexores de cotovelo (P=0.02), na atividade muscular dos bíceps (P=0.009) e do tríceps braquial (cabeça longa) (P=0.04). O protocolo de reabilitação, EENM associada a movimentos funcionais e repetitivos, mostrou-se efetivo para o tratamento dos membros superiores dos indivíduos com tetraplegia.

**Palavras chave:** Estimulação elétrica; Quadriplegia; Reabilitação; Extremidade superior.



## ABSTRACT

In tetraplegia the upper limb diminished functions vary according to the motor level of the spinal cord damage, generating muscular imbalance, loss or reduction of strength, making the execution of reaching movements, grasping and object manipulation more difficult, which are essential to activities of daily life, locomotion and transference. Therefore the restoration of the upper limb functions of individuals with tetraplegia is extremely important. Neuromuscular electrical stimulation (NMES) is used as a form of rehabilitation and has shown positive results in the upper limb functional restoration of the individuals with tetraplegia. Thus, the objective of this study was to assess a rehabilitation protocol consists of NMES associated to functional and repetitive movements developed for upper limb treatment of individuals with tetraplegia. Eleven subjects with tetraplegia and eight able body individuals participated in this research. Functional training associated with neuromuscular electrical stimulation was performed bilaterally, twice a week during 30 minutes. The task consisted of reaching and grasping an object in front of the trunk, taking it to the mouth and returning it to the initial position. Individuals were evaluated pre-functional training and after the 16th session. Surface electromyography evaluated maximal voluntary isometric contraction of biceps e and triceps muscles and the muscle recruitment of the biceps brachii (long and short head), triceps brachii (long head), extensor digitorum communis (EDC) and flexor digitorum superficialis (FDS) muscles, during the reach (phase 1), grasp (phase 2) and bring a cylindrical object toward the mouth (phase 3). Furthermore, the elbow extensors and flexors strength were evaluated through a dynamometer. Mann-Whitney test compared two assessments of individuals with tetraplegia and showed differences in the Root Mean Square of biceps (RMS) [phase2: ( $P=0.015$ ); phase3: ( $P=0.03$ ); triceps [phase3: ( $P=0.01$ )]; EDC [phase2: ( $P=0.03$ ); phase3: ( $P=0.04$ )]; FDS [phase1: ( $P=0.03$ ); phase3: ( $P=0.03$ )]; The differences with control group (CG) occurred in both assessments of the individuals with tetraplegia: biceps [phase1: (CG versus first-assessment:  $P=0.0006$ ), (CG versus reassessment:  $P=0.001$ ); phase2: ( $P=0.0006$ ), ( $P=0.01$ ); phase3: ( $P=0.0006$ ), ( $P=0.02$ )]; triceps [phase1:( $P=0.0012$ ), ( $P=0.007$ ); phase2: (CG versus first assessment:  $P=0.03$ ); phase 3: (CG versus first

assessment:  $P=0.002$ ); FDS [phase1:( $P=0.0006$ ), ( $P=0.011$ ); phase 2: ( $P=0.001$ ), ( $P=0.01$ ); phase3: ( $P=0.0006$ ), ( $P=0.0006$ )]. Wilcoxon and Mann-Whitney test compared the assessments of the individuals with tetraplegia and presented differences in the elbow flexors strength ( $P=0.02$ ), in the biceps RMS ( $P=0.009$ ) and triceps RMS ( $P=0.04$ ). The rehabilitation protocol, NMES associated to functional and repetitive movements, showed to be effective for upper limb treatment of individuals with tetraplegia.

**Keywords:** Electrical stimulation; Quadriplegia; Rehabilitation; Upper extremity.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Sistema nervoso (19) .....	28
Figura 2: Segmento da medula espinhal: axônios aferentes e eferentes (11) .....	31
Figura 3: Componentes de alcance e preensão (22) .....	35
Figura 4: Lesão medular cervical (19) .....	38
Figura 5: Fórmula RMS: raiz quadrada média; T = número de amostras; $\int_t^{t+T} m^2(t) dt$ = valor dos dados presentes na janela (21).....	46
Figura 6: Dinamômetro adaptado (18) .....	48
Figura 7: Aparelho de EMG, eletrodos ativos e eletrodo de referência .....	51
Figura 8: Ponto de fixação do eletrodo de EMG no ventre muscular do bíceps braquial: A) De acordo com a literatura (46); B) No indivíduo com tetraplegia.....	52
Figura 9: Ponto de fixação do eletrodo de EMG no ventre muscular do tríceps braquial (cabeça longa): A) De acordo com a literatura (46); B) No indivíduo com tetraplegia.....	53
Figura 10: Ponto de fixação do eletrodo de EMG no ventre muscular do FSD: A) De acordo com a literatura (47); B) No indivíduo com tetraplegia. ....	54
Figura 11: Ponto de fixação do eletrodo de EMG no ventre muscular do ECD: A) De acordo com a literatura (47); B) No indivíduo com tetraplegia.....	55
Figura 12: Instrumentação e posicionamento do indivíduo com tetraplegia para avaliação eletromiográfica do alcance, preensão e manipulação. ....	56
Figura 13: Dispositivo que dividiu os movimentos de alcance, preensão e manipulação em fases. ....	56

Figura 14: Instrumentação para avaliação de força em sincronia com a eletromiografia [A) dinamômetro adaptado e B) componentes]. .....	58
Figura 15: Posicionamento do indivíduo com tetraplegia para avaliação de força em sincronia com a eletromiografia.....	59
Figura 16: EENM associada à tarefa proposta: movimento de alcance e preensão .....	61
Figura 17: EENM associada à tarefa proposta: manipulação do objeto na direção da boca.....	61
Figura 18: Aparelho e programa da EENM .....	62
Figura 19: Médias das atividades musculares do bíceps braquial de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC no movimento de alcance.....	69
Figura 20: Médias das atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e a média geral do GC no movimento de alcance.....	70
Figura 21: Médias das atividades musculares do ECD de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC no movimento de alcance. ....	71
Figura 22: Médias das atividades musculares do FSD de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC no movimento de alcance. ....	72
Figura 23: Médias das durações do movimento de alcance de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC. ....	73
Figura 24: Médias das atividades musculares do bíceps braquial de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC	

no movimento de preensão. O sujeito 9 possui apenas o valor da avaliação final, pois não realizava o movimento de preensão na avaliação inicial..... 75

Figura 25: Médias das atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC no movimento de preensão. O sujeito 9 possui apenas o valor da avaliação final, pois não realizava o movimento de preensão na avaliação inicial. .... 76

Figura 26: Médias das atividades musculares do ECD de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC no movimento de preensão. O sujeito 9 possui apenas o valor da avaliação final, pois não realizava o movimento de preensão na avaliação inicial..... 77

Figura 27: Médias das atividades musculares do FSD de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC no movimento de preensão. O sujeito 9 possui apenas o valor da avaliação final, pois não realizava o movimento de preensão na avaliação inicial..... 78

Figura 28: Médias das durações do movimento de preensão de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC. O sujeito 9 possui apenas o valor da avaliação final, pois não realizava o movimento de preensão na avaliação inicial. .... 79

Figura 29: Médias das atividades musculares do bíceps braquial de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC na manipulação. O sujeito 9 possui apenas o valor da avaliação final, pois não realizava a manipulação na avaliação inicial..... 80

Figura 30: Médias das atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC na manipulação. O sujeito 9 possui apenas o valor da avaliação final, pois não realizava a manipulação na avaliação inicial..... 81

Figura 31: Médias das atividades musculares do ECD de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC na manipulação. O sujeito 9 possui apenas o valor da avaliação final, pois não realizava a manipulação na avaliação inicial.....	82
Figura 32: Médias das atividades musculares do FSD de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC na manipulação. O sujeito 9 possui apenas o valor da avaliação final, pois não realizava a manipulação na avaliação inicial.....	83
Figura 33: Médias das durações da manipulação de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC. O sujeito 9 possui apenas o valor da avaliação final, pois não realizava a manipulação na avaliação inicial. ....	84
Figura 34: Atividades musculares de um indivíduo do grupo intervenção (avaliação inicial e final) e de um indivíduo do grupo controle. ....	86
Figura 35: Médias das atividades musculares do bíceps braquial - comparação entre a avaliação inicial (AI) e a final (AF) dos indivíduos com tetraplegia.....	87
Figura 36: Médias das atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) - comparação entre a avaliação inicial (AI) e final (AF) dos indivíduos com tetraplegia.....	88
Figura 37: Médias das forças máximas dos flexores de cotovelo - comparação entre a avaliação inicial (AI) e a final (AF) dos indivíduos com tetraplegia.....	89
Figura 38: Médias das forças máximas dos extensores de cotovelo - comparação entre a avaliação inicial (AI) e a final (AF) dos indivíduos com tetraplegia.....	90

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Tempo e sequência de ativação dos músculos nos movimentos funcionais. ....	62
Tabela 2: Características dos cilindros.....	63
Tabela 3: Características dos indivíduos com tetraplegia .....	66
Tabela 4: Características do grupo controle.....	67
Tabela 5: Progressão dos cilindros utilizados pelo grupo intervenção durante as sessões de reabilitação e nas avaliações.....	68
Tabela 6: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do bíceps braquial do GI (avaliação inicial e final) e do GC no movimento de alcance.....	69
Tabela 7: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) do GI (avaliação inicial e final) e do GC no movimento de alcance. ....	70
Tabela 8: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do ECD do GI (avaliação inicial e final) e do GC no movimento de alcance.....	71
Tabela 9: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do FSD do GI (avaliação inicial e final) e do GC no movimento de alcance.....	72
Tabela 10: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das durações do movimento de alcance do GI (avaliação inicial e final) e do GC.....	73
Tabela 11: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do bíceps braquial do GI (avaliação inicial e final) e do GC no movimento de preensão. ....	74

Tabela 12: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) do GI (avaliação inicial e final) e do GC no movimento de preensão.....	75
Tabela 13: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do ECD do GI (avaliação inicial e final) e do GC no movimento de preensão.....	76
Tabela 14: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do FSD do GI (avaliação inicial e final) e do GC no movimento de preensão.....	77
Tabela 15: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das durações do movimento de preensão do GI (avaliação inicial e final) e do GC. ....	78
Tabela 16: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do bíceps braquial do GI (avaliação inicial e final) e do GC na manipulação.....	80
Tabela 17: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) do GI (avaliação inicial e final) e do GC na manipulação.....	81
Tabela 18: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do ECD do GI (avaliação inicial e final) e do GC na manipulação.....	82
Tabela 19: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do FSD do GI (avaliação inicial e final) e do GC na manipulação.....	83
Tabela 20: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das durações da manipulação do GI (avaliação inicial e final) e do GC. ....	84
Tabela 21: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do bíceps braquial dos indivíduos com tetraplegia (avaliação inicial e final).....	87
Tabela 22: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) dos indivíduos com tetraplegia (avaliação inicial e final).....	88



Tabela 23: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) dos valores de força máxima dos flexores de cotovelo dos indivíduos com tetraplegia (avaliação inicial e final). .....89

Tabela 24: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) dos valores de força máxima dos extensores de cotovelo dos indivíduos com tetraplegia (avaliação inicial e final). .....89

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

<b>SNC</b>	Sistema Nervoso Central
<b>FSD</b>	Flexor Superficial dos Dedos
<b>ECD</b>	Extensor Comum dos Dedos
<b>AIS</b>	American Spine Injury Association (ASIA) Impairment Scale
<b>AVD(s)</b>	Atividade(s) de Vida Diária
<b>DP</b>	Desvio Padrão
<b>NMS</b>	Neurônio Motor Superior
<b>NMI</b>	Neurônio Motor Inferior
<b>EENM</b>	Estimulação Elétrica Neuromuscular
<b>EMG</b>	Eletromiografia
<b>RMS</b>	Root Mean Square
<b>GI</b>	Grupo intervenção
<b>GC</b>	Grupo Controle
<b>IMC</b>	índice de Massa Corporal
<b>CL</b>	Cabeça longa
<b>AI</b>	Avaliação Inicial
<b>AF</b>	Avaliação Final

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO .....	23
2. OBJETIVOS .....	26
2.1 Objetivo geral .....	26
2.2 Objetivo específico .....	26
3. REVISÃO DA LITERATURA .....	28
3.1 Sistema nervoso.....	28
3.1.1 Sistema nervoso central.....	28
3.1.1.1 Região cerebral .....	28
3.1.1.2 Região medular .....	29
3.1.1.3 Tronco encefálico e cerebelar .....	30
3.1.2 Sistema nervoso periférico .....	30
3.1.3 Neurônios e Sinapse .....	31
3.1.4 Sistema motor .....	33
3.2 Movimentos de alcance, preensão e manipulação.....	34
3.3 Lesão medular.....	37
3.3.1 American Spinal Injury Association (ASIA) Impairment Scale (AIS).....	39
3.4 Reabilitação dos membros superiores de indivíduos com tetraplegia.....	40
3.5 Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) .....	42
3.6 Eletromiografia de superfície e Dinamometria adaptada.....	45

3.6.1 Eletromiografia de superfície .....	45
3.6.2 Dinamometria adaptada .....	47
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	49
4.1 População .....	49
4.1.1 Critérios de Inclusão.....	49
4.1.2 Critérios de exclusão.....	50
4.1.3 Critérios de descontinuidade .....	50
4.2 Instrumentos de medidas e procedimentos experimentais.....	50
4.2.1 Instrumentação e procedimentos para a avaliação eletromiográfica durante os movimentos de alcance, preensão e manipulação.....	51
4.2.2 Instrumentação e procedimentos para a avaliação de força (dinamometria) em sincronia com a eletromiografia.....	57
4.3 Protocolo de reabilitação.....	60
4.4 Análise estatística .....	64
5. RESULTADOS .....	65
5.1 Atividades musculares do membro superior dominante dos indivíduos com tetraplegia e do grupo controle durante os movimentos de alcance, preensão e manipulação e duração das fases: análises e comparações. ....	66
5.1.1 Movimento de alcance.....	68
5.1.1.1 Atividades musculares do bíceps braquial ( $\mu V$ ).....	68
5.1.1.2 Atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) ( $\mu V$ ).....	69
5.1.1.3 Atividades musculares do extensor comum dos dedos (ECD) ( $\mu V$ ) .....	71

5.1.1.4 Atividades musculares do flexor superficial dos dedos (FSD) ( $\mu\text{V}$ ) .....	72
5.1.1.5 Durações do movimento de alcance (s) .....	73
5.1.2 Movimento de preensão .....	74
5.1.2.1 Atividades musculares do bíceps braquial ( $\mu\text{V}$ ).....	74
5.1.2.2 Atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) ( $\mu\text{V}$ ).....	75
5.1.2.3 Atividades musculares do extensor comum dos dedos (ECD) ( $\mu\text{V}$ ) .....	76
5.1.2.4 Atividades musculares do flexor superficial dos dedos (FSD) ( $\mu\text{V}$ ) .....	77
5.1.2.5 Durações do movimento de preensão (s).....	78
5.1.3 Manipulação .....	79
5.1.3.1 Atividades musculares do bíceps braquial ( $\mu\text{V}$ ).....	79
5.1.3.2 Atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) ( $\mu\text{V}$ ).....	80
5.1.3.3 Atividades musculares do extensor comum dos dedos (ECD) ( $\mu\text{V}$ ) .....	82
5.1.3.4 Atividades musculares do flexor superficial dos dedos (FSD) ( $\mu\text{V}$ ) .....	83
5.1.3.5 Durações da manipulação (s).....	84
5.2 Avaliação de força em sincronia com a eletromiografia: análises e comparações.....	86
5.2.1 Atividades dos músculos bíceps braquial e tríceps braquial (cabeça longa) durante a CIVM ( $\mu\text{V}$ ) .....	86
5.2.2 Forças máximas dos flexores e extensores de cotovelo (N) .....	88
6. DISCUSSÃO .....	91
6.1 Discussão geral.....	91

6.2 Atividades musculares do membro superior dominante dos indivíduos com tetraplegia e do grupo controle durante os movimentos de alcance, preensão e manipulação e duração das fases.....	91
6.2.1 Comparação entre a avaliação inicial e a final do grupo intervenção nos movimentos de alcance, preensão e manipulação.....	92
6.2.2 Comparação entre a avaliação inicial e final do grupo intervenção com o grupo controle nos movimentos de alcance, preensão e manipulação .....	93
6.3 Avaliação de força em sincronia com a eletromiografia .....	95
7. CONCLUSÕES .....	97
8. REFERÊNCIAS.....	98
9. APÊNDICES.....	104
9.1 Termo de consentimento livre e esclarecido dos indivíduos com tetraplegia.....	104
9.2 Termo de consentimento livre e esclarecido do grupo controle .....	107
10. ANEXOS .....	110
10.1 AIS .....	110
10.2 Parecer consubstanciado do CEP.....	111

## 1. INTRODUÇÃO

A medula espinhal faz parte do sistema nervoso central (SNC), sua função é conduzir informações nervosas entre o encéfalo e o sistema nervoso periférico. Portanto, é responsável por participar do funcionamento visceral, da execução de movimentos e do processamento de informações sensoriais. Assim, qualquer alteração dessa estrutura gera déficits motores, sensitivos e autonômicos (1,2,3,4).

O número de pessoas com lesão medular cresce a cada ano em todo o mundo, gerando grandes gastos a saúde pública. No Brasil não há estatísticas bem definidas sobre isso, mas estima-se que ocorram 10 mil novos casos ao ano. A lesão traumática é a mais comum e dentre ela se destacam os acidentes automobilísticos. A tetraplegia é o tipo de lesão que mais prevalece e é caracterizada pelo comprometimento total ou parcial da sensibilidade e função motora dos segmentos cervicais da medula espinhal, afetando os membros superiores e inferiores, tronco e órgãos pélvicos (5,6,7,8).

Os indivíduos com tetraplegia possuem perda ou diminuição do controle voluntário dos músculos do tronco, das extremidades superiores e da cintura escapular e apresentam déficits táteis e proprioceptivos abaixo do nível da lesão. Isso prejudica as funções dos membros superiores, gerando desequilíbrios musculares e dificultando a execução de movimentos como o alcance e a preensão, a locomoção, as transferências e o alívio de pressão. Isso interfere na independência de seu portador, influenciando sua qualidade de vida e inclusão social. Portanto, a reabilitação dos membros superiores dos indivíduos com tetraplegia é muito importante (9,10,11,12).

Atualmente, há diversos tipos de reabilitação para os membros superiores dos sujeitos com tetraplegia, entre eles estão a utilização da estimulação elétrica, órteses híbridas (dispositivos que realizam o movimento do membro de forma passiva ou ativo-assistida associados à estimulação elétrica), fisioterapia convencional e cirurgias para transferências de tendões (10,12).

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) gera artificialmente contrações musculares facilitando o movimento ativo dos membros superiores paralisados parcial ou totalmente. Por isso, tem sido muito aplicada com atividades funcionais (12,13). A utilização da estimulação elétrica torna-se mais eficaz se associada a uma tarefa específica e repetida, pois possibilita que as partes intactas do sistema nervoso central se reorganizem funcionalmente e substitua a função das partes deterioradas após a lesão (10,14).

Popovic et al. (10) compararam através de avaliações clínicas funcionais a terapia de estimulação elétrica funcional versus a terapia ocupacional convencional no movimento de preensão em indivíduos com lesão medular incompleta e concluíram que a reabilitação associada a estimulação aumentou a independência dos voluntários. Thorsen et al. (15) utilizaram escalas para avaliar os efeitos funcionais e terapêuticos da estimulação elétrica funcional em sujeitos com tetraplegia (C5-C7) e concluíram que a longo prazo é um método eficaz para melhora da função das mãos desses indivíduos. Kapadia et al. (14) compararam através de avaliações clínicas funcionais os efeitos da terapia da estimulação elétrica funcional no movimento de preensão de indivíduos com lesão medular incompleta e concluíram que os pacientes que receberam a terapia com estimulação elétrica associado a uma tarefa obtiveram melhores resultados que os que só receberam uma reabilitação convencional. Bryden et al. (16) avaliou através da goniometria e testes funcionais o efeito da estimulação elétrica na extensão de cotovelo em pessoas com tetraplegia (C5-C6) e concluiu que os voluntários adquiriram aumento de força, amplitude de movimento e habilidades funcionais. Vargas et al. (17) relacionou em seu estudo a função, força e eletromiografia da extremidade superior de pessoas com tetraplegia e verificou que as forças dos extensores de cotovelo e dos músculos tríceps apresentaram melhor correlação com os testes funcionais aplicados que os flexores de cotovelo e bíceps braquial.

Os estudos mostram que a EENM se bem aplicada ao músculo paralisado ou deficitário diminui as atrofia musculares, aumenta a força muscular e melhora a destreza e a funcionalidade dos membros superiores (10,18). Diante destes efeitos e



em face da crescente incidência de lesão medular cervical, o estudo visou desenvolver um protocolo de reabilitação para os membros superiores de indivíduos com tetraplegia e avaliar efetividade do mesmo em curto prazo.

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo geral**

Avaliar a efetividade, em curto prazo, de um protocolo de reabilitação constituído por estimulação elétrica neuromuscular associada a movimentos funcionais e repetitivos, desenvolvido para o tratamento dos membros superiores de indivíduos com tetraplegia.

### **2.2 Objetivo específico**

- Avaliar a efetividade de um protocolo de reabilitação constituído por estimulação elétrica neuromuscular associada a movimentos funcionais e repetitivos (alcance, preensão e manipulação) na indução de modificações das atividades e forças musculares do membro superior dominante de indivíduos com tetraplegia, assim como, no tempo de duração dos movimentos funcionais.

- As atividades musculares foram avaliadas através da eletromiografia de superfície:
  - As atividades dos músculos bíceps braquial (cabeça longa e curta), tríceps braquial (cabeça longa), flexor superficial dos dedos (FSD) e extensor comum dos dedos (ECD) foram avaliadas durante os movimentos de alcance, preensão e manipulação.
  - As atividades dos músculos bíceps braquial (cabeça longa e curta) e tríceps braquial (cabeça longa) também foram avaliadas durante a contração isométrica voluntária máxima (CIVM).
- A força máxima dos flexores e extensores de cotovelo foi avaliada através de um dinamômetro adaptado.
- O tempo de duração dos movimentos funcionais (alcance, preensão e manipulação) foi avaliado durante a eletromiografia de superfície.

- Comparar as atividades dos músculos bíceps braquial (cabeça longa e curta), tríceps braquial (cabeça longa), FSD e ECD durante os movimentos de alcance, preensão e manipulação entre o grupo intervenção e o grupo controle.

### 3. REVISÃO DA LITERATURA

#### 3.1 Sistema nervoso

O sistema nervoso é dividido em duas partes: sistema nervoso central e periférico. O sistema nervoso central (SNC), constituído pelo encéfalo e pela medula espinhal, é responsável por receber informações, processá-las e desencadear respostas (figura 1). O sistema nervoso periférico, formado pelos nervos cranianos e espinhais, gânglios e terminações nervosas, conduz estímulos ao SNC ou os levam deste para órgãos efetadores (1).

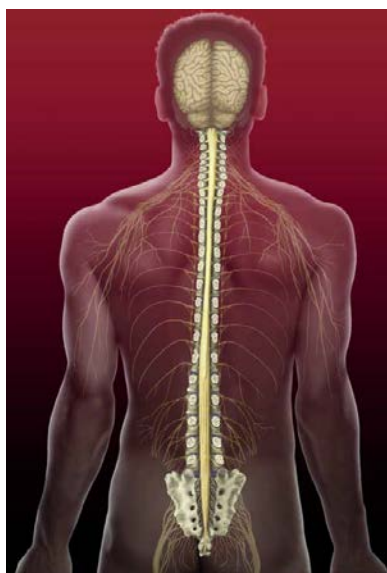


Figura 1: Sistema nervoso (19)

##### 3.1.1 Sistema nervoso central

###### 3.1.1.1 Região cerebral

O cérebro é formado pelo diencefalo (tálamo, hipotálamo, epitálamo, subtálamo) e pelos hemisférios cerebrais (frontal, parietal, temporal, occipital, límbico e insular). O córtex cerebral ou substância cinzenta cobre toda a superfície dos hemisférios cerebrais e é o local de raciocínio, linguagem, comunicação não verbal, personalidade e inteligência. Além de ser responsável pelo processamento de

informações sensoriais, motoras e memória. A substância branca está localizada abaixo do córtex e liga o córtex cerebral as outras áreas do sistema nervoso central através de seus axônios. Há na substância branca porções de substância cinzenta como, por exemplo, os núcleos da base que auxiliam no controle do movimento. O sistema límbico localiza-se no diencéfalo e nos hemisférios cerebrais e participa do processamento de alguns tipos de memória e emoções (1,11).

### **3.1.1.2 Região medular**

A coluna vertebral envolve a medula espinhal, a qual se estende do forame magno até a primeira vértebra lombar terminando no cone medular. Essa estrutura é constituída por 31 segmentos e de cada um deles sai um par de nervos espinais (1,11).

O nervo espinal localiza-se no forame intervertebral e se liga a medula por uma raiz dorsal e uma ventral. A raiz dorsal possui axônios sensoriais que penetram na medula posterolateralmente através de radículas que traz informações. Nessa raiz há uma dilatação localizada fora da medula, chamada gânglio da raiz dorsal, que possui corpos de neurônios sensoriais. Os axônios motores que transmitem informações para periferia saem da medula anterolateralmente em pequenos grupos chamados de radículas. A raiz ventral é formada por radículas ventrais de um único segmento. Assim, o nervo espinal é formado pela união de raízes ventrais e dorsais, portanto é um nervo misto por conter axônios sensoriais e motores (11).

A medula possui uma área central formada pela substância cinzenta que é circundada pela substância branca. A substância cinzenta é dividida pelo corno ventral, lateral e dorsal e são constituídos por neurônios motores, interneurônios e terminações de neurônios sensoriais. O corno dorsal é sensorial e contém terminações e ramos colaterais de neurônios sensoriais, interneurônios e dendritos e corpos celulares de células do trato. O corno lateral apresenta-se apenas nos segmentos de T1 a L2 e contém os corpos celulares de neurônios pré-ganglionares simpáticos. O corno ventral possui neurônios motores inferiores e seus axônios

saem da medula por raízes ventrais. Os axônios que começam e terminam na medula são os proprioespinais e se localiza próximos a substância cinzenta. Já a substância branca é dividida em coluna anterior, lateral e dorsal. A coluna dorsal e lateral possui axônios longos ou células dos tratos (ligam a medula ao cérebro) e transmitem informações sensoriais até o encéfalo. A substância branca lateral e anterior possui axônios dos neurônios motores superiores, os quais levam informações descendentes do encéfalo para interneurônios e neurônios motores inferiores (11).

### **3.1.1.3 Tronco encefálico e cerebelar**

O tronco encefálico é dividido em três partes: bulbo, ponte e mesencéfalo e possui grupos de neurônios responsáveis por controlar o equilíbrio, atividade cardiovascular e respiração. Além disso, pode ser a origem, o término ou o caminho para tratos de fibras que levam informações motoras e sensoriais (11).

O cerebelo possui dois grandes hemisférios e um verme na linha média e tem como função a coordenar os movimentos (1,11).

### **3.1.2 Sistema nervoso periférico**

As partes do sistema nervoso que não estão envolvidas pela coluna vertebral ou pelo crânio formam o sistema nervoso periférico. Os nervos periféricos possuem axônios aferentes e eferentes (11).

Os axônios aferentes são responsáveis por enviar informações da periferia para o sistema nervoso central. Os axônios eferentes transmitem informações do sistema nervoso central para a periferia. Os elementos periféricos do sistema nervoso somático são os axônios, terminações nervosas sensoriais e células gliais (11).

No sistema autônomo há, na periferia, neurônios inteiros, sinapses, terminações sensoriais, gânglios e glias. Todos os elementos possibilitam que os nervos periféricos transmitam informações dos receptores sensoriais para o sistema nervoso central ou transmitam sinais do sistema nervoso central para os músculos esqueléticos, músculos lisos e glândulas (figura 2) (11).

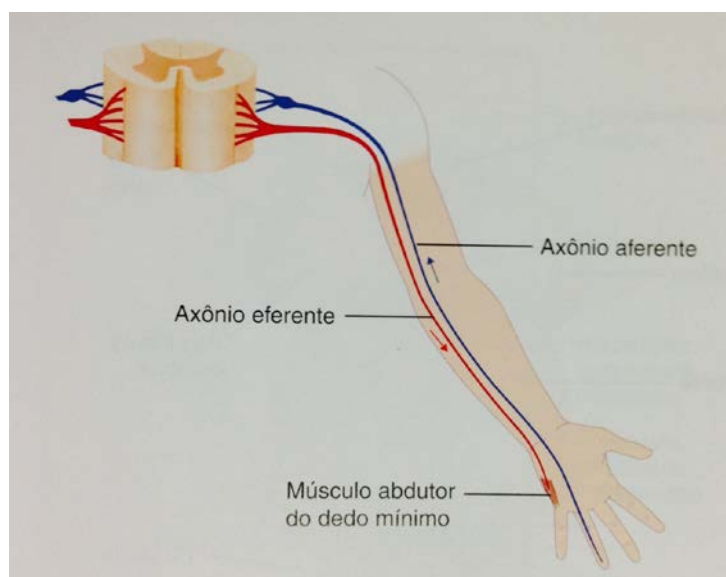


Figura 2: Segmento da medula espinhal: axônios aferentes e eferentes (11)

### 3.1.3 Neurônios e Sinapse

As informações são recebidas, processadas e transmitidas por neurônios. Os neurônios são células elétricas compostas pelo soma (corpo celular), dendritos, axônios e terminal pré-sináptico. As transmissões de informações ocorrem dos terminais pré-sinápticos para fenda sináptica e desta para a membrana pós-sináptica através de substâncias químicas ou neurotransmissoras. Assim, há comunicação do neurônio com uma célula pós-sináptica que pode ser outro neurônio, uma glândula ou uma célula muscular. Esse evento também conhecido como sinapse ocorre através de um potencial de ação gerado ao longo do axônio, o qual se propaga até o terminal pré-sináptico, despolarizando-o e gerando a abertura de canais de cálcio dependentes de voltagem que estão presentes na membrana pré-sináptica. O cálcio entra no terminal pré-sináptico e promove a mudança do potencial elétrico, isso

mobiliza as vesículas com neurotransmissores até a membrana pré-sináptica. Os neurotransmissores são liberados na fenda para posteriormente se unirem a receptores iônicos da membrana pós-sináptica. A união entre o neurotransmissor e o receptor ocasiona a abertura de canais iônicos na membrana pós-sináptica. Esses canais são chamados catiônicos (permite em maior frequência a passagem de sódio, mas às vezes potássio e cálcio) gerando um potencial excitatório e aniônicos (permite passagem de cloretos) gerando um potencial inibitório pós-sináptico (11,20)

Os neurotransmissores são secretados por diferentes regiões e são eles: Acetilcolina atua na maioria das vezes como excitadora, porém possui ação inibitória nas terminações nervosas parassimpáticas e é secretada por neurônios de células piramidais do córtex motor, núcleos da base, músculos esqueléticos, neurônio pré-ganglionar do sistema nervoso autônomo, neurônio pós-ganglionar do sistema nervoso parassimpático e alguns do simpático; Serotonina inibe as vias de dor da medula espinhal e é secretada pelos núcleos do tronco cerebral que se projetam para o hipotálamo e pontas dorsais da medula espinhal; Glicina e GABA possuem ação inibitória e são secretados na medula espinhal; Dopamina possui ação inibitória e é secretada por neurônios originários da substância negra; glutamato possui ação excitatória e é secretado por muitas vias sensoriais e áreas do córtex; Norepinefrina é excitatória e é secretada por muitos neurônios presentes no hipotálamo e tronco cerebral (11,20).

Os potenciais excitatórios pós-sinápticos são os observados na junção neuromuscular. A acetilcolina promove a abertura de canais catiônicos, há influxo de sódio na célula muscular, resultando na sua contração. Os potenciais inibitórios pós-sinápticos geram uma hiperpolarização da membrana pós-sináptica, pois há um fluxo de cloro para dentro da célula ou de potássio para fora dela, tornando a membrana pós-sináptica mais negativa (hiperpolarizada) inibindo a geração de um potencial de ação na célula pós-sináptica. Entretanto, se potenciais inibitórios e excitatórios pós-sinápticos se coincidirem e a somatória deles gerar uma despolarização suficiente para atingir o limiar, será desencadeado um potencial de ação na célula pós-sináptica. Além, desse tipo de inibição causada na membrana



neural, há outro tipo de inibição que ocorrem nas terminações pré-sinápticas antes das suas extremidades chegarem ao neurônio pós-sináptico. Essa inibição gera uma descarga de sinapses inibitórias liberando o GABA que influencia na abertura de canais aniônicos. Há difusão de íons cloreto para fibrila terminal, isso cancela o efeito excitatório do sódio que está carregado positivamente para entrarem nos terminais com a chegada de um potencial de ação. Assim, o potencial de ação nas fibrilas terminais fica reduzido, diminuindo também a excitação do neurônio pós-sináptico (11,20).

As fibras nervosas calibrosas e as grossas fibras musculares esqueléticas possuem valores de potencial de membrana de  $-90\text{mV}$ . As fibras musculares delgadas (músculo liso) e muitos dos neurônios do SNC possuem potencial de membrana que variam de  $-40\text{mV}$  a  $-70\text{mV}$  (11,20).

### **3.1.4 Sistema motor**

Os movimentos corporais simples ou complexos desencadeiam uma série de eventos que se inicia através de uma tomada de decisão no lobo frontal, isso ativa áreas de planejamento motor e dos circuitos de controle (cerebelo e núcleos da base). Esses circuitos controlam as atividades dos tratos motores descendentes, os quais transmitem informações aos interneurônios espinais e neurônios motores inferiores (NMIs) (11).

Os neurônios motores superiores (NMSs) se originam no córtex cerebral ou no tronco encefálico e seus axônios acompanham os tratos descendentes até os neurônios motores inferiores (NMIs) e/ou interneurônios da medula espinhal ou tronco encefálico para realizarem sinapses. Os NMIs possuem seus corpos celulares no tronco encefálico ou na medula espinhal e são constituídos por fibras nervosas calibrosas que se ramificam e estimulam as fibras musculares esqueléticas formando a junção neuromuscular. Assim, conduzem informações diretamente aos músculos esqueléticos desencadeando contrações musculares (11,20).

A contração muscular é iniciada com a geração de potenciais de ação, os quais produzem correntes elétricas que se propagam do centro para as extremidades da fibra muscular, permitindo assim, a contração do sarcômero ao mesmo tempo. O potencial de repouso da membrana das fibras esqueléticas é de aproximadamente -80 a -90 milivolts. O potencial de ação dura de 1 a 5 milissegundos no músculo esquelético e sua velocidade de condução é de três a cinco metros por segundo (20).

Os potenciais de ação se propagam ao longo dos túbulos transversos e como estes atravessam a fibra muscular de um lado para o outro, as correntes elétricas penetram nas miofibrilas distintas, havendo liberação de cálcio pelo retículo sarcoplasmático neste local. Os íons cálcio ativam o filamento de actina, pois seus sítios ativos estão descobertos e atraem as cabeças das pontes cruzadas dos filamentos de miosina. Quando uma cabeça se prende a sítios ativos da actina há alteração da sua conformação, gerando sua inclinação na direção do braço da ponte cruzada desencadeando um movimento de tensão para tracionar a actina. Nesse momento há decomposição do ATP, previamente clivado nas cabeças das pontes cruzadas, em ADP e Pi. No sítio de liberação do ADP se fixa outro ATP e a cabeça se solta da actina, dando início a um novo ciclo, ou seja, após clivar-se a cabeça libera-se do ponto de fixação e em seguida retorna a direção perpendicular normal. Nessa posição combina-se com outro sítio ativo, localizado mais a frente do filamento de actina, e novamente curva-se para gerar novo movimento de tensão enquanto o filamento de actina se desloca mais um pouco. Assim, as cabeças das pontes cruzadas vão para frente e para trás puxando as extremidades dos filamentos de actina sobre o filamento de miosina gerando a contração muscular (11,20, 21).

### **3.2 Movimentos de alcance, preensão e manipulação**

O alcance, a preensão e a manipulação de objetos são funções normais dos membros superiores e fazem parte das capacidades motoras finas (alimentar,

escrever, vestir e higienizar) e grossas (engatinhar, caminhar, recuperar o equilíbrio e proteger o corpo, por exemplo, contra acidentes). Esses movimentos dependem do bom funcionamento do sistema visual, sensorial e motor. Portanto, para executá-los corretamente, alguns elementos são indispensáveis: localizar o objeto (percepção visual consciente em que os olhos e a cabeça trabalham de forma coordenada); componente de alcance (transporte do braço e da mão no espaço) com auxílio postural; componente de preensão (formação da pegada, pegar e soltar o objeto); capacidade de manipular manualmente o objeto (13) (figura 3).

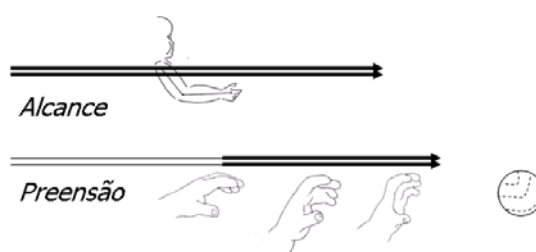


Figura 3: Componentes de alcance e preensão (22)

Além disso, o sistema vestibular pode interferir caso haja mudanças de direção dos movimentos de alcance, isso acontece através das projeções vestibulo-espinhais e vestibulo-retículo-espinhal para os motoneurônios gama e alfa, neurônios propioespinhais e interneurônios que geram influências sobre os grupos musculares dos membros superiores. O sistema proprioceptivo informa a posição e a angulação das articulações no espaço e corrige instantaneamente o movimento. Além de participar do aperfeiçoamento e da formação de novos padrões motores (22).

A localização do alvo envolve apenas a movimentação dos olhos se o objeto estiver em um campo visual central. Entretanto, se estiver posicionado na periferia há necessidade da coordenação dos olhos e da cabeça e algumas vezes do tronco. As informações sensoriais passam por dois diferentes trajetos, um que se refere ao que está sendo alcançado e envolve a percepção e o reconhecimento do objeto e o outro que se relaciona com a localização do objeto no espaço e aos

sistemas que envolvem a ação de manipular. O trajeto perceptivo vai do córtex visual até o temporal e o de localização e de ação percorre do córtex visual até o lobo parietal. As informações são capturadas por centros superiores do córtex, o qual gera um plano de ação relacionado ao objetivo pretendido. Esse plano é enviado para o córtex motor, cerebelo e gânglios basais. O cerebelo atualiza o plano para o córtex e tronco cerebral. Os trajetos descendentes do tronco cerebral e do córtex motor estimulam as redes da medula espinhal. Os motoneurônios presentes na medula ativam músculos específicos para executar o objetivo (13).

Os sistemas musculoesqueléticos e neurais se interagem para executar o alcance. Em um movimento de alcance normal o braço se move para levar a mão até o alvo (13). Para isso, há rotação da escápula, movimento da cabeça do úmero, flexão e extensão do cotovelo e leve extensão do punho ( $40^{\circ}$  -  $45^{\circ}$ ) com desvio ulnar ( $15^{\circ}$ ) (13,23). Estes movimentos articulares ativam os músculos estabilizadores da escápula, tórax e da cabeça do úmero, responsáveis pela mobilidade do ombro, cotovelo, punho e mão. O movimento do tronco também contribui para o transporte do braço, porém com menor interferência na posição sentada (13).

A preensão varia de acordo com o tamanho, localização e formato do objeto e para que ela ocorra é importante que a mão se adapte a forma e ao tamanho do objeto. Além disso, o movimento dos dedos deve ser sincronizado para que fechem no momento correto. O formato da mão vai se moldando ao objeto durante o alcance, conforme o sujeito visualiza o alvo. Assim, o tamanho da abertura da mão é proporcional ao alvo. A preensão cilíndrica utiliza a palma da mão, flexão dos dedos e oponência do polegar para pegar o alvo. Quando um indivíduo atinge o alvo e inicia o contato total dos dedos com o objeto que será levantado, as forças de pegada e de carga aumentam e se estas superam o peso do objeto o indivíduo consegue levantá-lo (13,23). Para manipulação do objeto em direção à boca há flexão do cotovelo, ligeira extensão do punho e desvio radial, com flexão dos dedos e oponência do polegar (23).

Para que esses movimentos ocorram de forma harmônica e correta são necessários alguns componentes musculoesqueléticos e motores como amplitude

de movimento, flexibilidade, tônus muscular, força, coordenação e da relação biomecânica entre os segmentos corporais (13).

### **3.3 Lesão medular**

A medula espinhal é responsável por conduzir informações nervosas, aferentes e eferentes, entre o encéfalo e o sistema nervoso periférico, participando assim, de funções vitais para o ser humano como o funcionamento visceral, a execução de movimentos e o processamento de informações sensoriais. Portanto, qualquer alteração dessa estrutura gera déficits motores, sensitivos e autonômicos (1,2,3,4).

A lesão medular é uma síndrome neurológica grave e sua incidência tem aumentado a cada ano em todo o mundo (15 a 40 casos por milhão de habitante). Nos Estados Unidos ocorrem 12 mil novos casos de lesão medular por ano. No Brasil, não há estudos estatísticos precisos sobre essa incidência, mas de acordo com pesquisas informais estimam-se que ocorram 10 mil novos casos ao ano, sendo que 80% deste número são pessoas do sexo masculino com idade entre 16 e 30 anos. O trauma é a etiologia mais comum (84%) e dentre ele destacam-se os acidentes automobilísticos (45%). Essa elevada incidência gera no Brasil grandes gastos a saúde pública levando a um alto impacto socioeconômico (5,6,7).

Nas lesões da medula há uma interrupção da passagem das informações nervosas entre o sistema nervoso central e o periférico. Embora, o NMI apresentar-se intacto, não recebe mais comandos centrais para desencadear contrações musculares gerando atrofia (11).

A inatividade gera inicialmente diminuição da massa muscular devido a um aumento da degradação e diminuição da síntese de proteínas miofibrilares. Esse período inicial é seguido por outro em que a velocidade de degradação das proteínas contráteis, assim como a redução do número de miofibrilas, ocorre com maior rapidez que sua reposição. Entretanto, após 30 dias de inatividade é

alcançado um novo estado de equilíbrio, porém em menor nível. A transformação do tipo de fibra se inicia entre o quarto e o sétimo mês pós-lesão e se estabiliza entre o 20º e 70º mês com a predominância de fibras tipo II glicolíticas ou de contração rápidas atrofiadas. Além disso, a força dos músculos paralisados é significativamente reduzida. Músculos de indivíduos com lesão medular crônica possuem menor resistência à fadiga (24).

A tetraplegia é caracterizada pela diminuição ou perda da sensibilidade e/ou da função motora dos segmentos cervicais da medula espinhal, acometendo os membros superiores e inferiores, tronco e órgãos pélvicos (26). Além disso, nas lesões acima de T6 há perda do controle simpático descendente e isso pode gerar disreflexia autonômica, hipotensão ortostática e termorregulação deficiente (figura 4) (11).

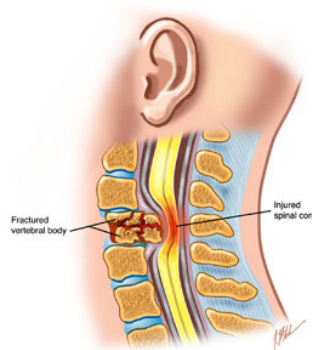


Figura 4: Lesão medular cervical (19)

Na tetraplegia o grau de comprometimento das funções dos membros superiores varia de acordo com o nível motor da medula espinhal atingido, gerando desequilíbrios musculares, perda de massa muscular, força e flexibilidade. Isso dificulta a locomoção, as transferências e a execução de alguns movimentos como o de alcance, preensão e manipulação de objetos, fundamentais para a realização das atividades de vida diária. Contudo, os sujeitos com tetraplegia se tornam dependentes, total ou parcialmente, de outro indivíduo ou de dispositivos auxiliares, influenciando sua qualidade de vida e inclusão social. Assim, a restauração dos membros superiores desses indivíduos é muito importante (10,11,12,25).

### 3.3.1 American Spinal Injury Association (ASIA) Impairment Scale (AIS)

A *American Spinal Injury Association Impairment Scale (AIS)* é uma avaliação utilizada mundialmente para classificar a lesão medular. A AIS determina o grau de comprometimento da lesão (completa ou incompleta) e o nível da lesão (neurológico, sensitivo e motor) (26).

O exame sensitivo avalia bilateralmente 28 dermatômos (de C2 a S5) e divide-se em tato fino e percepção de dor. A graduação varia de zero (0) a dois (2) onde zero quer dizer ausente, um está alterado e dois normal. O exame motor analisa 10 miótomos (C5, C6, C7, C8, T1, L2, L3, L4, L5 e S1) através do teste de força de músculos chaves e possui seis graus de graduação: 0 = paralisia total; 1 = contração palpável ou visível; 2 = movimento ativo completo com eliminação da gravidade; 3 = movimento ativo completo contra a gravidade; 4 = movimento ativo completo contra uma resistência moderada; 5 = movimento ativo completo contra resistência completa (26,27).

O grau de deficiência determina se a lesão é completa ou incompleta e é classificado por uma escala que vai de A até E. Nas lesões completas (AIS-A) há ausência de sensibilidade e função motora dos segmentos sacrais baixos da medula e nas incompletas (B, C, D) há função motora e/ou sensitiva preservada parcialmente abaixo do nível neurológico e nos segmentos sacrais baixos (AIS-B: função sensitiva preservada abaixo do nível neurológico, mas não motora e inclui segmentos sacrais S4-S5; AIS-C: função motora preservada abaixo do nível neurológico com mais da metade dos músculos apresentando força com graduação menor que 3; AIS-D: função motora preservada abaixo do nível neurológico com pelo menos metade dos músculos apresentando força com grau igual ou maior que 3). Quando há função sensitiva e motora normal o indivíduo é classificado como AIS-E (26,27,28).

### **3.4 Reabilitação dos membros superiores de indivíduos com tetraplegia**

A reconquista das habilidades motoras que foram perdidas com a lesão deve ser uma prioridade chave (13). A capacidade funcional dos indivíduos com tetraplegia depende da força e da atividade muscular presentes nos membros superiores (29,17). Assim, os músculos que possuem inervação após a lesão medular, porém perderam a sua função ou estão enfraquecidos, devem ser reforçados, para serem capazes de gerar a força suficiente para executarem atividades funcionais (28).

A melhora funcional pode ser conquistada através do treinamento com exercícios resistidos. Esse tipo de exercício é considerado ativo e a contração muscular produzida por ele é resistida por uma força externa. Assim, ele é capaz de aumentar a força muscular, a resistência à fadiga e a potência e podem ser elaborados para recrutar diferentes tipos de fibras musculares (30).

A força muscular pode ser definida como a quantidade de tensão produzida por um músculo em contração. Portanto, para que ocorra o fortalecimento de um músculo é preciso que ele contraia contra uma resistência ou carga, aumentando seu nível de tensão para recrutar maior quantidade de fibras e gerar hipertrofia. O treino de força gera hipertrofia seletiva de fibras musculares do tipo II. A Potência pode ser definida como a produção de trabalho por unidade de tempo ( $\text{força} \times \text{distância}/\text{tempo}$ ) ou  $\text{Força} \times \text{velocidade}$ . A melhora da potência pode ocorrer pelo aumento do trabalho de um músculo em um determinado período de tempo ou pela redução do tempo para produzir uma força específica. Fibras musculares do tipo II (fásicas, contração rápida) produzem grande quantidade de tensão em um período curto de tempo e, portanto, tendem a fadiga mais rapidamente. Resistência à fadiga é a capacidade de realizar exercícios repetitivos de baixa intensidade por um longo período de tempo. A melhora da resistência à fadiga é desenvolvida pela repetição de exercícios contra uma resistência leve (carga pequena) (30).

A prática massiva ou repetitiva é utilizada para que o indivíduo aprenda ou reaprenda habilidades essenciais para executar, por exemplo, as atividades de



vida diária. O programa motor deve ser praticado com uma frequência suficiente para que o sistema nervoso central aprenda o padrão completo do movimento, ocorrendo assim o aprendizado motor (28). Alterações significativas nas transmissões sensório-motoras podem ocorrer se a medula espinhal for exposta a uma tarefa motora específica e repetitiva (31). Grande parte das terapias de movimento que envolve organização cortical utiliza técnicas de aprendizagem motora, a qual influencia na formação de novas sinapses e produção de substâncias neuroquímicas. Essas modificações são maiores se na reabilitação estiver incluso treinamento com tarefas específicas e repetidas (32).

O treinamento ou retreinamento do controle dos membros superiores é iniciado, normalmente, com estratégias terapêuticas que facilitam o movimento ativo do paciente. Além disso, a utilização de objetos alvos direciona a tarefa a um objetivo e por isso é bem eficaz. Os alvos devem variar de acordo com a função de preensão do indivíduo, mas conforme ocorra melhora dessa função deve-se aumentar a complexidade da tarefa e os objetos usados (13).

O treino ou retreino da preensão inicia-se com o estabelecimento da pegada de força e progride para pegadas mais precisas. Na pegada de força há flexões simultâneas dos dedos com oposição do polegar, permitindo uma preensão cilíndrica do objeto. Esse padrão é utilizado normalmente para iniciar o retreinamento, pois facilita o modelamento da mão de acordo com a forma e o tamanho do objeto cilíndrico. A progressão no treino de preensão para a pegada de pinça e para o pinçamento lateral acontece, quando a pessoa conquista a movimentação isolada de todos os dedos e do polegar (13).

Nos indivíduos com tetraplegia os padrões de atividades dos mecanorreceptores das mãos não são acometidos pela lesão. Entretanto, a diminuição ou perda da sensibilidade os dificulta de perceber se algo está escorregando de suas mãos para automaticamente aumentar a força de preensão e segurá-lo mais fortemente. Isso acontece pela falta de comunicação com os receptores do cérebro e por esses sujeitos não possuírem o controle voluntário dos músculos que estão envolvidos na preensão (33). Portanto, a recuperação de uma

pegada eficaz requer não só o controle dos músculos intrínsecos e extrínsecos da mão, mas o indivíduo também precisa ser capaz de distinguir as informações perceptivas para a configuração antecipatória da mão e classificar o nível de força necessária para prender adequadamente o alvo (13).

A reconquista da manipulação também é muito importante e é chamado controle da manipulação. Os movimentos inadequados dos dedos dificultam a manipulação dos objetos com apenas uma das mãos. O treinamento da manipulação engloba a reeducação sensorial e o fortalecimento dos músculos intrínsecos e extrínsecos da mão (13).

### **3.5 Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM)**

A utilização da estimulação elétrica facilita o movimento ativo dos membros superiores paralisados parcial ou totalmente e tem sido muito utilizada em associação com atividades funcionais e repetitivas. Essa associação parece ser o elemento-chave para o músculo que realiza terapia com estimulação elétrica, e possivelmente desempenha um papel para a aprendizagem motora específica (34). A estimulação elétrica aplicada aos neurônios motores intactos permite a retomada dos movimentos que foram perdidos ou alterados pela lesão medular (25). Além disso, ela é responsável por promover o fortalecimento muscular, corrigir contraturas e inibir a espasticidade (13).

A EENM gera artificialmente contração muscular através da ativação do sistema músculo esquelético, proporcionando ganho sensório-motor, promovendo readaptações funcionais e estruturais aos indivíduos que a utilizam. Portanto, ao ser aplicado nos membros superiores tem como objetivo melhorar a função das mãos gerando preensão de força de longa duração e confiável ou preensão suave de pinça para manipular objetos menores (11,12,35). O treinamento com a EENM gera um remodelamento adaptativo intramuscular de colágeno e um aumento do tecido muscular (24). Conforme a evolução do paciente, tarefas que ativam concêntrica e

excentricamente os músculos tríceps podem ser introduzidas, mas ainda com o auxílio da estimulação (13).

Beekhuizen e Field-Fote (36) compararam as mudanças funcionais e a neuroplasticidade dos membros superiores de indivíduos com tetraplegia após a realização de diferentes tipos de reabilitação: 1) treinamento com uma tarefa repetida associada à estimulação sensorial; 2) apenas estimulação sensorial; 3) somente treino com uma tarefa repetitiva; 4) nenhuma intervenção. Eles concluíram que os três grupos mostraram melhoras significativas na função das mãos, porém o treinamento repetitivo associado à estimulação sensorial apresentou melhores resultados na restauração da força e das funções dos membros superiores. Castro e Cliquet Jr (25) estudaram a integração sensório-motora em sujeitos com lesão medular cervical através estimulação neuromuscular e eletro-tátil e obtiveram resultados funcionais positivos. Beekhuizen e Field-Fote (37), compararam os efeitos da prática de tarefas repetidas associada ou não a estimulação, na função do membro superior e na plasticidade cortical de indivíduos com lesão medular incompleta. Para isso, utilizaram um dinamômetro eletrônico que avaliou a força de pinçamento, um teste de função motora e o potencial evocado. Observaram melhores resultados no treinamento com a estimulação.

Os impulsos elétricos aplicados aos nervos periféricos geram excitação das fibras motoras, sensoriais e autonômicas. Os potenciais de ação gerados nos nervos transmitem informações dependentes da frequência dos impulsos transmitidos pela fibra nervosa, do número de fibras envolvidas e da conexão sináptica realizada pelo nervo. Cada unidade de impulso é idêntica e caracterizada por um breve evento elétrico com duração de aproximadamente um milissegundo. O potencial de ação se propaga entre a periferia e o centro neural das células do corpo em direção aos músculos para gerar a contração, isso acontece através de axônios aferentes e eferentes. Esses potenciais de ação e as sequências de eventos que acontecem para gerar a contração são semelhantes aos produzidos fisiologicamente pelo corpo. O impulso excitatório se propaga ao longo da fibra nervosa até os axônios terminais, a acetilcolina se difunde pela fenda sináptica entre o nervo e a

membrana muscular e se liga a receptores das fibras musculares que se despolarizam (38).

Entretanto, apesar da contração muscular desencadeada pela estimulação elétrica se assemelhar a fisiológica voluntária, há algumas particularidades que as distinguem. Nas atividades iniciadas pelo sistema nervoso central, os motoneurônios são excitados de forma assíncrona, ou seja, não disparam com frequência contínua, são recrutados em diferentes tempos e níveis, causando contração e relaxamento das unidades motoras em diferentes momentos. Na contração desencadeada pela estimulação elétrica há uma limitação das fibras e unidades motoras estimuladas, ademais elas são excitadas continuamente dentro do limite de suas respostas, isso facilita a geração de fadiga do sistema contrátil (38).

Além disso, a contração muscular desencadeada pela EENM recruta, inicialmente, as fibras de contração rápida e depois as fibras de contração lenta e resistentes à fadiga. Isso a difere da contração muscular fisiológica, a qual ativa primeiramente as fibras resistentes à fadiga e de contração lenta, e solicita as fibras rápidas apenas na existência de forças adicionais. A força de contração, gerada pela EENM é modulada pela intensidade e frequência do estímulo (39).

A estimulação excita repetidamente as fibras nervosas e produz resposta tetânica aos músculos, porém isso acontece com frequências mais altas do que requerem a contração voluntária fisiológica. Quanto maior a frequência do estímulo mais rápido ocorre à fadiga. Entretanto, ao diminuir a frequência utilizada para gerar a tetanização há diminuição da fadiga. Assim, a frequência por volta de 20 pulsos por segundo é a mais recomendada (38). No treinamento, em longo prazo, com estimulação elétrica de músculos paralisados ou fracos espera-se que ocorra um aumento de resistência à fadiga mesmo em um estágio crônico. A melhora da resistência à fadiga esta correlacionada ao aumento da capacidade oxidativa (13,40).

Diferentes técnicas de EENM têm sido empregadas para a reabilitação dos membros superiores. Alguns aparelhos utilizam ondas monofásicas e outros

bifásicas, com frequências que variam entre 12 e 40Hz, faixa de frequência utilizada para gerar contração dos músculos deficitários ou paralisados dos membros superiores (18). As técnicas de estimulação submáximas são mais utilizadas, principalmente para a reabilitação dos membros superiores, pois as supramáximas podem desencadear fraturas ósseas. O músculo tríceps braquial e tenar são muito estimulados após a lesão medular cervical (40).

Na forma de onda monofásica, repetidos pulsos (fluxo de íons) unidirecionais, o pulso se inicia do zero e jamais atinge níveis inferiores a isso. A produção do fluxo para que haja ativação neuromuscular depende da utilização de eletrodos. Na estimulação bipolar há um eletrodo ativo (cátodo) que é posicionado no ponto motor ou nervo e um eletrodo de referência (ânodo) que é posicionado próximo ao ativo. Assim, geram um campo elétrico em um local específico, selecionando o músculo que será estimulado (38).

### **3.6 Eletromiografia de superfície e Dinamometria adaptada**

#### **3.6.1 Eletromiografia de superfície**

A eletromiografia (EMG) analisa os sinais elétricos gerados pelos músculos para estudar suas funções. A EMG de superfície avalia apenas músculos superficiais, entretanto tem sido muito utilizada tanto na clínica quanto na pesquisa, principalmente nas áreas de fisioterapia, medicina esportiva e fisiologia, pois é um estudo não invasivo e capaz de detectar o comportamento motor, o tempo de ativação e a magnitude do sinal mioelétrico. Isso facilita um direcionamento mais preciso das condutas a ser tomadas durante as avaliações e a verificação das evoluções obtidas na reabilitação. Além disso, auxilia no controle de próteses mioelétricas e monitora de várias maneiras a população com deficiência como, por exemplo, verificando a evolução de tratamentos. Os sinais eletromiográficos são originários das ativações neuromusculares associadas a uma contração, ou seja, resultam da soma de potenciais de ação gerados nas fibras musculares excitadas por neurônios motores (21,41).

A avaliação com a EMG de superfície permite facilmente sua reprodução e isso auxilia na melhoria dos protocolos de reabilitação, além de fornecer perspectivas para o desenvolvimento de novos programas motores (42,43). O registro da atividade elétrica através da pele tem sido usado para estudar desordens de movimentos ao demonstrar os padrões musculares em uma variedade de tarefas motoras (43).

A captação dos sinais de EMG é realizada por eletrodos. Os eletrodos de superfície podem ser passivos ou ativos. Os eletrodos passivos detectam o sinal na superfície da pele e o envia por cabo ou telemetria para um amplificador. Isso facilita detecção de artefatos. Os eletrodos ativos são mais recomendados, pois possui no seu interior um pré-amplificador diferencial que subtrai e amplifica o sinal imediatamente à saída da pele, minimizando as interferências que podem ser provocadas, por exemplo, com a movimentação dos cabos (41). Além disso, foram desenvolvidos para eliminar a necessidade de preparação da pele e uso de um meio condutor, como por exemplo, gel (44).

O parâmetro mais indicado para a análise dos sinais mioelétricos é o valor quadrático médio conhecido no inglês como *Root Mean Square* (RMS). O RMS é tempo e força dependentes e é responsável por medir a amplitude (energia) do sinal, ou seja, a atividade muscular (força gerada pela ação muscular). A fórmula que o representa é (figura 5) (21,44):

$$RMS\{m(t)\} = \left( \frac{1}{T} \int_t^{t+T} m^2(t) dt \right)^{1/2}$$

Figura 5: Fórmula RMS: raiz quadrada média; T = número de amostras;  $\int_t^{t+T} m^2(t) dt$  = valor dos dados presentes na janela (21).

Os sinais eletromiográficos podem sofrer interferências de várias origens, como por exemplo: o tipo de pele e a temperatura corporal; sinais provenientes de músculos adjacentes chamado de *crosstalk*; eletricidade estática gerada por roupas

de poliéster ou pela baixa umidade do ar; linhas e equipamentos elétricos, principalmente na frequência de 60Hz; o tipo e a qualidade tanto do eletrodo quanto do amplificador interno; artefato de movimento que ocorre entre o eletrodo e a pele ou entre os cabos que conectam o eletrodo ao equipamento. Porém, a preparação adequada do ambiente de coleta e da pele e a utilização de filtros são medidas que propiciam a redução ou eliminação desses ruídos indesejáveis. Além disso, o eletrodo de referência, cuja função é de amenizar os sinais emanados pela pele e outros tecidos corporais, também ajudam a diminuir as interferências (21,45).

### **3.6.2 Dinamometria adaptada**

Os dinamômetros são equipamentos que foram desenvolvidos para analisar forças mecânicas externas produzidas por um indivíduo. A dinamometria é mais precisa do que o teste manual de força muscular, conhecido internacionalmente, porém não sensível para avaliar a força muscular e detectar mudanças da mesma. Além disso, ela pode ser realizada tanto estaticamente quanto dinamicamente e tem sido a melhor indicadora na independência de autocuidado. (17).

Atualmente, há diversos tipos de dinamômetros no mercado, porém são poucos os que se adaptam as necessidades do indivíduo com lesão medular. O dinamômetro adaptado foi desenvolvido a partir do dinamômetro eletrônico Shimpo DFS-100 (Shimpo Instruments, 2000) para avaliar a força dos flexores e extensores de cotovelo de indivíduos com tetraplegia. Ele possui uma saída analógica de dados gerada a partir de uma célula de carga e de um amplificador que está limitada em um intervalo de tensão de -1V a 1V. Essas voltagens são capturadas e convertidas em valores de força que são amostrados e armazenados em arquivos (17,18).

O dinamômetro adaptado permanece na posição vertical com a haste voltada para cima. O suporte que o fixa é de fácil adaptação às características das cadeiras de rodas, tais como as alturas do assento e das rodas. Assim, os participantes permanecem sentados na própria cadeira de rodas com o braço em

posição neutra, o antebraço à 90 graus e a mão, ora supinada para avaliar os flexores, ora em posição neutra para avaliar os extensores (figura 6) (17,18).



Figura 6: Dinamômetro adaptado (18)

Os esforços do antebraço são transmitidos para haste na região do punho, ou seja, o punho é estabilizado por uma órtese estática comercial que o protege contra os esforços e facilita seu posicionamento de acordo com a posição de avaliação dos grupos musculares (17,18).



## **4. MATERIAIS E MÉTODOS**

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP (número de referência: 16790813.2.0000.5404) e realizado no Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor do Hospital de Clínicas da Unicamp.

### **4.1 População**

A população foi composta por onze indivíduos com tetraplegia crônica (com mais de um ano de lesão), caracterizando grupo intervenção (GI) e oito indivíduos saudáveis caracterizando o grupo controle (GC). Os participantes de ambos os grupos eram do sexo masculino com idade entre 25 e 50 anos.

#### **4.1.1 Critérios de Inclusão**

Os sujeitos com tetraplegia foram avaliados primeiramente pela AIS (anexo 1) e considerados elegíveis para inclusão no estudo os que apresentaram as seguintes condições:

- Lesão medular traumática;
- AIS A ou AIS B (ambos não possuem nenhuma função motora abaixo do nível da lesão e nos segmentos sacrais S4 e S5);
- Nível motor C5 ou C6, porém com restrições para a pontuação motora:
  - Flexores do cotovelo = 4 (movimento ativo, contra alguma resistência) ou 5 (movimento ativo, contra resistência total);
  - Extensores do punho = 2 (movimento ativo completo, com eliminação da gravidade), 3 (movimento ativo completo, contra a gravidade) ou 4;

- Extensores do cotovelo = 2 ou 3;
- Flexores dos dedos = 0 (paralisia total); 1 (palpável ou contração visível) ou 2.
- Ausência de qualquer tipo de reabilitação e/ou treinamento físico nos membros superiores há pelo menos três meses.

#### **4.1.2 Critérios de exclusão**

- Presença de alterações músculo-esqueléticas e/ou outras desordens neurológicas que pudessem interferir nas avaliações ou na realização da tarefa proposta durante a reabilitação.

#### **4.1.3 Critérios de descontinuidade**

- Falta de duas sessões consecutivas do protocolo de reabilitação;
- Desistência da participação no estudo.

#### **4.2 Instrumentos de medidas e procedimentos experimentais**

Os participantes foram orientados verbalmente sobre os procedimentos e aspectos éticos da pesquisa e assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, conforme determinado pela Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Tanto para as avaliações dos movimentos de alcance, preensão e manipulação quanto para dinamometria em sincronia com a eletromiografia os indivíduos com tetraplegia permaneciam na própria cadeira de rodas e a pressão arterial foi aferida antes, durante e após as avaliações. Esses cuidados foram

tomados para evitar qualquer intercorrência como, por exemplo, a disreflexia autonômica.

#### **4.2.1 Instrumentação e procedimentos para a avaliação eletromiográfica durante os movimentos de alcance, preensão e manipulação**

O aparelho de eletromiografia (MyosystemBr1 PXX, DataHominis Tecnologia Ltda, Uberlândia-MG/Brasil) utilizado no estudo possui oito canais que recebe os sinais provenientes dos eletrodos ativos e um canal que conecta o eletrodo de referência (terra) (figura 7).

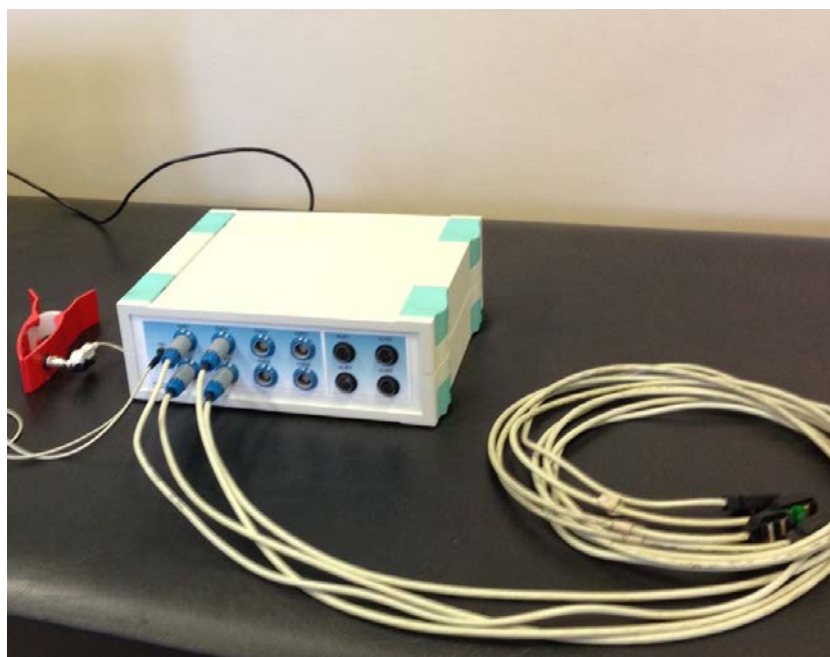


Figura 7: Aparelho de EMG, eletrodos ativos e eletrodo de referência

Os sinais mioelétricos foram capturados com uma amostra de 4000Hz através de eletrodos de superfície ativos (espaçamento entre as barras: 10mm; espessura das barras: um milímetro; comprimento das barras: 10mm) e imediatamente amplificados por um circuito eletrônico de alta taxa de rejeição de modo comum (92 dB a 60 Hz) que reduz significativamente qualquer interferência de 60Hz presente no sinal.

Os músculos analisados foram bíceps braquial, tríceps braquial (cabeça longa), extensor comum dos dedos (ECD) e flexor superficial dos dedos (FSD). O posicionamento dos eletrodos de EMG na superfície da pele seguiu as normas do SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for Non-Invasive Assessment of Muscles) e Basmajian e Blumenstein (46,47). Depois de demarcado o local para colocação dos eletrodos (figuras 8,9,10,11), os pelos foram raspados, a pele lixada e limpa com álcool etílico.

A)



B)



Figura 8: Ponto de fixação do eletrodo de EMG no ventre muscular do bíceps braquial: A) De acordo com a literatura (46); B) No indivíduo com tetraplegia

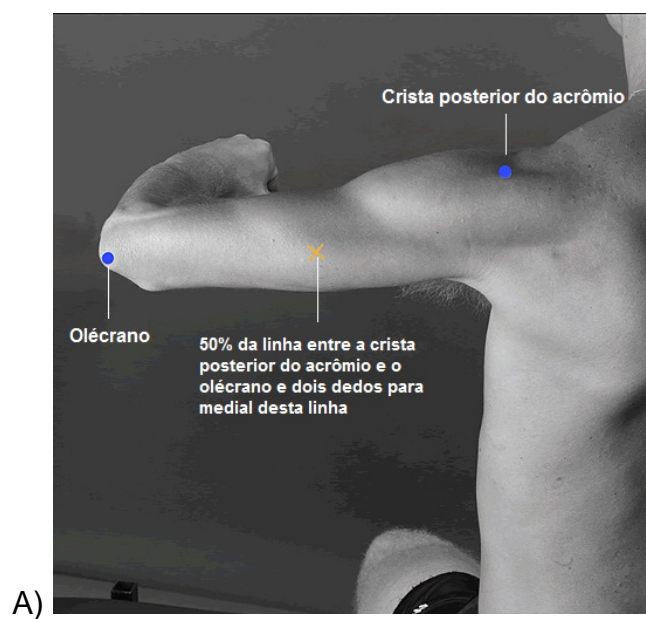


Figura 9: Ponto de fixação do eletrodo de EMG no ventre muscular do tríceps braquial (cabeça longa): A) De acordo com a literatura (46); B) No indivíduo com tetraplegia

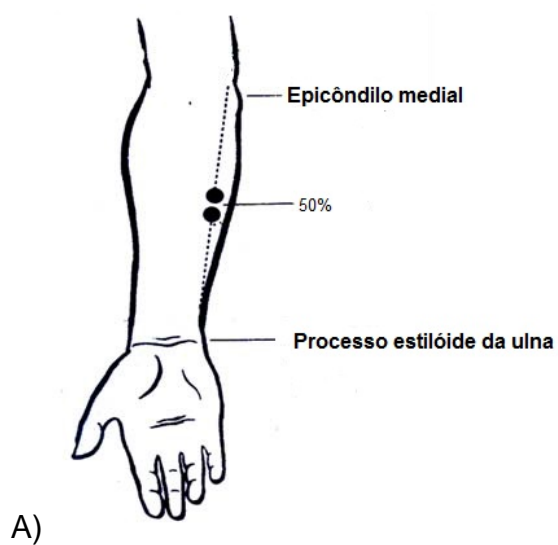
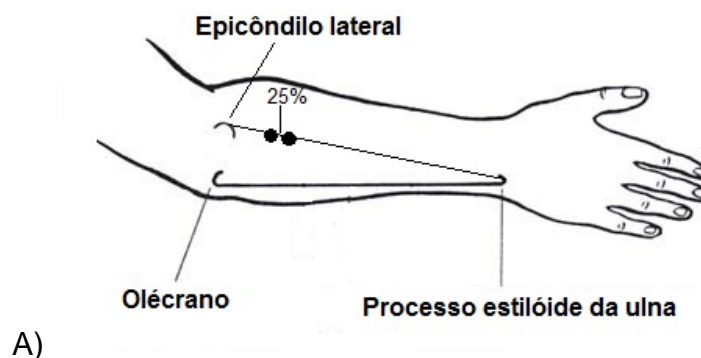


Figura 10: Ponto de fixação do eletrodo de EMG no ventre muscular do FSD: A) De acordo com a literatura (47); B) No indivíduo com tetraplegia.





A)



B)

Figura 11: Ponto de fixação do eletrodo de EMG no ventre muscular do ECD: A) De acordo com a literatura (47); B) No indivíduo com tetraplegia.

Após estabelecer o local correto dos eletrodos de EMG e preparar a pele, a cadeira de rodas era posicionada em cima de um tablado e um suporte de madeira era colocado sobre os braços da mesma. Os eletrodos eram fixados no ponto demarcado do ventre muscular com fita hipoalergênica para curativos e o eletrodo de referência no processo estilóide da ulna do membro contralateral. O membro superior dominante permanecia inicialmente na lateral do corpo com a articulação do cotovelo em 90° e prono-supinação neutra (posição de repouso fisiológico do membro superior). As luzes eram apagadas e todos os aparelhos eletrônicos e celulares eram desligados. Os fios que conectavam os eletrodos ao aparelho de

EMG ficavam levemente esticados e longe do chão ou de qualquer componente que pudesse gerar interferências nos sinais mioelétricos. As atividades dos músculos bíceps braquial (cabeça longa e curta), tríceps braquial (cabeça longa), ECD e FSD foram avaliadas durante os movimentos de alcance (fase 1), preensão (fase 2) e manipulação (fase 3) de um objeto cilíndrico posicionado à frente do membro dominante. A coleta foi repetida cinco vezes, com intervalos de descanso de um minuto (figura 12).



Figura 12: Instrumentação e posicionamento do indivíduo com tetraplegia para avaliação eletromiográfica do alcance, preensão e manipulação.

A divisão dos movimentos em fases (alcance, preensão e manipulação) era realizada durante a coleta, através da ativação pelo pesquisador de um dispositivo no instante em que o indivíduo mudava de ação (figura 13).



Figura 13: Dispositivo que dividiu os movimentos de alcance, preensão e manipulação em fases.



O grupo controle foi avaliado com o mesmo protocolo e parâmetros da eletromiografia utilizados para avaliar o grupo de indivíduos com tetraplegia, porém sentaram em uma cadeira confortável com braços reguláveis. Eles realizaram apenas uma avaliação, pois não receberam a intervenção (reabilitação).

Os dados da EMG foram processados usando o software Myosystem-Br1 (DataHominis Tecnologia LTDA; Brasil) e foram analisados por fases [alcance (fase 1), preensão (fase 2) e manipulação do cilindro em direção à boca (fase 3)]. Os sinais mioelétricos foram suavizados e filtrados (filtro passa-alta: 15Hz; passa-baixa: 1000Hz). O *RMS* foi verificado em cada fase, portanto, a janela de tempo foi caracterizada pela duração de cada fase e variou de acordo com as necessidades de cada indivíduo para completar os movimentos.

#### **4.2.2 Instrumentação e procedimentos para a avaliação de força (dinamometria) em sincronia com a eletromiografia**

As avaliações de força dos flexores e extensores de cotovelo em sincronia com a EMG dos músculos bíceps braquial e tríceps braquial (cabeça longa) foram realizadas após a EMG dos movimentos de alcance, preensão e manipulação. Por isso, a cadeira de rodas permanecia sobre o tablado, mas sem o suporte de madeira preso aos braços. Os eletrodos dos músculos bíceps braquial e tríceps braquial (cabeça longa) continuavam fixados nos pontos demarcados, porém os eletrodos dos músculos FSD e ECD eram retirados.

O dinamômetro adaptado, desenvolvido por um colaborador da pesquisa, era colocado em cima do tablado e adaptado às dimensões da cadeira de rodas e do membro superior dominante. Essas medidas eram individuais e, portanto foram anotadas para serem reutilizadas na avaliação final. O braço do participante era posicionado na lateral do corpo e o cotovelo flexionado em 90°, com supinação do antebraço para puxar a haste do dinamômetro e avaliar os flexores do cotovelo e o músculo bíceps braquial e na posição neutra do antebraço para pressionar a haste e

analisar os extensores de cotovelo e o tríceps braquial (cabeça longa) (17,48). O tronco dos indivíduos era estabilizado com uma faixa para prevenir possíveis quedas e compensações corporais.

O dinamômetro adaptado era conectado a um equipamento (módulo) específico responsável por sincronizá-lo com a eletromiografia e interligá-lo a um computador que processava e armazenava os dados captados pelo cartão LabView DAQCard-6024E (National Instruments, Austin, TX, USA) (figura 14). A frequência de amostragem utilizada foi de 2000Hz.

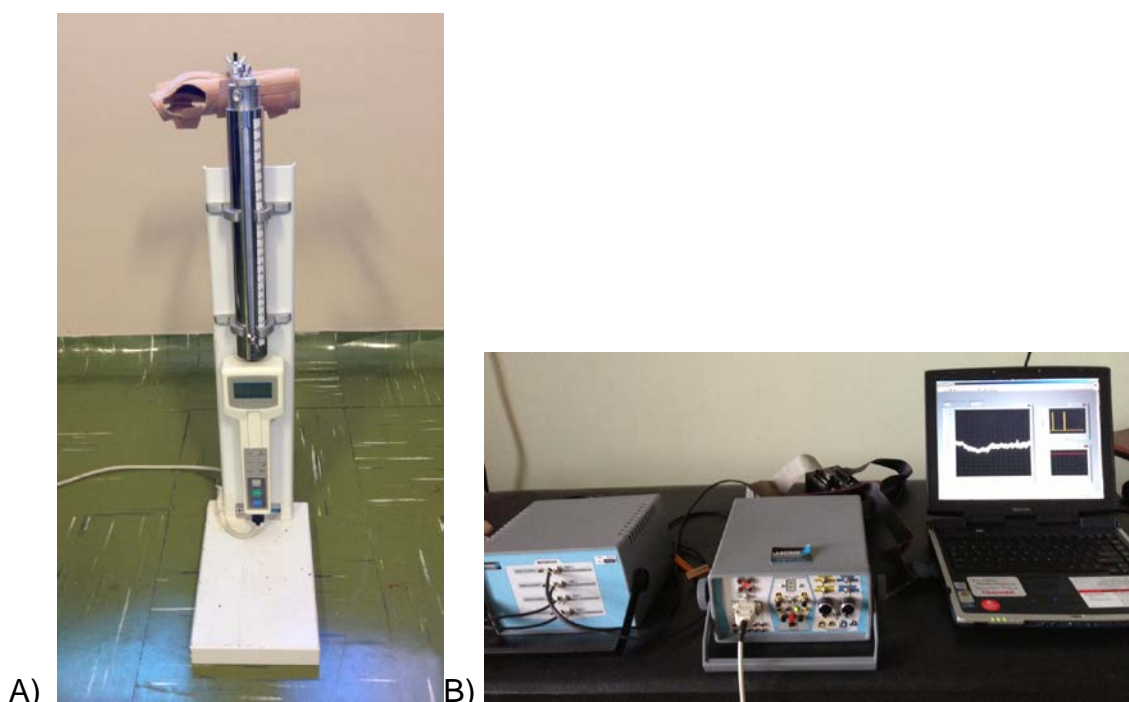


Figura 14: Instrumentação para avaliação de força em sincronia com a eletromiografia [A) dinamômetro adaptado e B) componentes].

Os sinais mioelétricos do bíceps braquial (cabeça longa e curta) e do tríceps braquial (cabeça longa) foram capturados com uma frequência de 4000Hz. Os procedimentos para a fixação dos eletrodos nesses músculos e a preparação da pele foram realizados para a avaliação do alcance, preensão e manipulação.

Portanto, o avaliador apenas calibrou os canais referentes aos músculos analisados e alterou o tempo de coleta.

Para a coleta de dados, os voluntários realizavam cinco segundos de contração isométrica voluntária máxima [(CIVM) – contração muscular com tensão máxima, porém sem movimento articular] contra o eixo do dinamômetro. Esse procedimento foi repetido cinco vezes para cada grupo muscular, com intervalos de dois minutos de descanso para evitar fadiga. O dinamômetro era calibrado a cada repetição (figura 15).



Figura 15: Posicionamento do indivíduo com tetraplegia para avaliação de força em sincronia com a eletromiografia.

O processamento dos sinais da dinamometria utilizou um filtro digital rejeita banda em 60Hz com fator de qualidade de 50 para eliminar as interferências. Os cálculos matemáticos para a análise das forças foram desenvolvidos por um colaborador da pesquisa e o programa utilizado para isso foi o Matlab (Mathworks, Inc., MA, EUA) (18).

Os dados da EMG foram processados usando software Myosystem-Br1 e os sinais mioelétricos foram suavizados e filtrados (filtro passa-alta: 15Hz; filtro passa-baixa: 1000Hz). O *RMS* foi analisado em uma janela de tempo de cinco segundos.

A coleta durou cinco segundos, porém a análise do *RMS* e dos valores de força dos primeiros e últimos segundos foram descartados.

O grupo controle não participou da avaliação de força em sincronia com a EMG, devido à adaptação do dinamômetro para indivíduos com disfunções motoras.

#### **4.3 Protocolo de reabilitação**

O protocolo de reabilitação desenvolvido para o estudo visou às necessidades funcionais dos participantes como, por exemplo, a preensão cilíndrica, a manipulação de objetos, as transferências, o alívio de pressão e a propulsão da cadeira de rodas. Isto determinou a escolha dos músculos que foram estimulados (tríceps braquial, ECD, FSD e oponente do polegar) e a caracterização dos movimentos funcionais e repetitivos em: alcançar um objeto cilíndrico, pegá-lo (figura 16), levá-lo na direção da boca (figura 17) e retorná-lo para a posição inicial. O cilindro ficava posicionado à frente do tronco do participante, no centro de um suporte de madeira fixado nos braços da cadeira de rodas e a uma distância que possibilitava alcançá-lo sem compensações.



Figura 16: EENM associada à tarefa proposta: movimento de alcance e preensão



Figura 17: EENM associada à tarefa proposta: manipulação do objeto na direção da boca

A EENM foi inserida ao protocolo, pois suas ações e efeitos eram indispensáveis, tanto para assistir ou realizar os movimentos estabelecidos, quanto para auxiliar no tratamento dos membros superiores dos indivíduos com tetraplegia. O aparelho de EENM era caracterizado por oito canais, frequência de 25Hz, pulso retangular de 300 $\mu$ s, saída máxima 100V (1k $\Omega$  de carga) de amplitude. O programa da estimulação elétrica permitia ao pesquisador selecionar os canais referentes aos

músculos escolhidos, o tempo e a sequência de ativação dos mesmos para executar os movimentos propostos (figura18) (tabela 1).

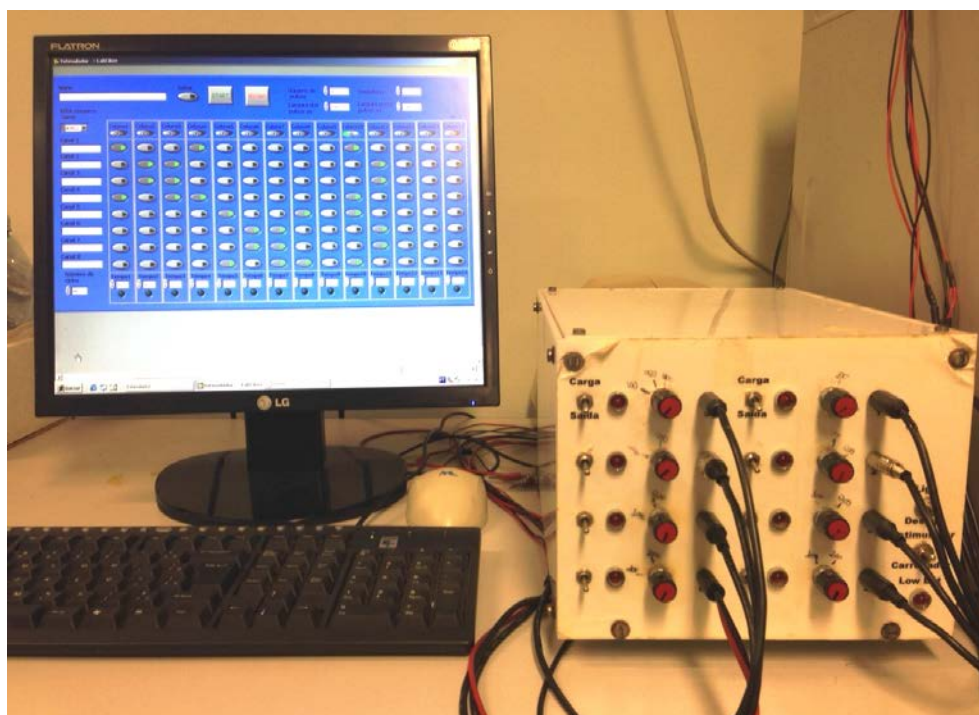


Figura 18: Aparelho e programa da EENM

Tabela 1: Tempo e sequência de ativação dos músculos nos movimentos funcionais.

	<b>Alcançar o cilindro</b>	<b>Preensão do cilindro e manipulação até a boca</b>	<b>Retorno da boca na direção do posicionamento inicial do cilindro</b>	<b>Deixar o cilindro no posicionamento inicial</b>
<b>ECD</b>	X			X
<b>FSD</b>		X	X	
<b>OP</b>		X	X	
<b>Tríceps</b>	X		X	
<b>Tempo (s)*</b>	2	3	2	2

\*O tempo de cada movimento corresponde ao tempo da ativação muscular. OP (músculo oponente do polegar).

Após as avaliações iniciais, os onze indivíduos com tetraplegia iniciaram a reabilitação com o protocolo do estudo, constituído pela EENM associada aos movimentos funcionais e repetitivos. A tarefa proposta era praticada bilateralmente e alternadamente, assim, dezesseis eletrodos (ativo e de referência) eram fixados na superfície da pele dos braços, antebraços e mãos dos voluntários, sobre os pontos motores dos músculos estimulados e próximo aos mesmos para gerar o campo elétrico. As sessões de reabilitação foram realizadas duas vezes por semana com duração de 30 minutos. Durante o treinamento, o fisioterapeuta solicitava ao paciente concentração máxima na tarefa, isso auxilia o reaprendizado motor e ameniza as compensações. A pressão arterial dos participantes era aferida no início e no término de cada sessão. A progressão do treino dependia da melhora da função de preensão e manipulação e caracterizava-se pelo aumento da circunferência e do peso do cilindro (tabela 2). Os indivíduos foram reavaliados após a décima sexta sessão (avaliação final).

Tabela 2: Características dos cilindros

<b>Cilindro</b>	<b>Circunferência (m)</b>	<b>Peso (Kgf)</b>
1	0.13	0.1
2	0.15	0.2
3	0.17	0.3
4	0.19	0.4
5	0.21	0.5

#### 4.4 Análise estatística

Os dados coletados foram inseridos em planilha eletrônica (Software Excel, 2011) e transferidos para o programa SAS - *System for Windows (Statistical Analysis System)*, versão 9.3 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA, 2002-2008), para as seguintes análises:

- Teste de Mann-Whitney comparou:
  - As atividades dos músculos bíceps braquial (cabeça longa e curta), tríceps braquial (cabeça longa), FSD e ECD durante os movimentos de alcance, preensão e manipulação entre a avaliação inicial e a final dos indivíduos com tetraplegia e de ambas com o grupo controle.
  - O tempo de duração do alcance, da preensão e da manipulação entre a avaliação inicial e final dos indivíduos com tetraplegia e de ambas com o grupo controle.
  - As atividades dos músculos bíceps braquial (cabeça longa e curta) e tríceps braquial (cabeça longa) entre a avaliação inicial e final de força em sincronia com a EMG.

Foi adotado como nível de significância  $p\text{-valor} < 0.05$ .

- Teste de Wilcoxon comparou:
  - As forças máximas dos flexores e extensores do cotovelo entre a avaliação inicial e final de força em sincronia com a EMG.

Foi adotado como nível de significância  $p\text{-valor} < 0.05$ .



## 5. RESULTADOS

Os participantes da pesquisa não apresentaram qualquer efeito colateral ou eventos adversos tanto durante as avaliações quanto na aplicação do protocolo de reabilitação. Assim, todos os indivíduos com tetraplegia, selecionados inicialmente, concluíram as dezesseis sessões de reabilitação dos membros superiores com a EENM e foram, portanto, reavaliados.

Alguns indivíduos do grupo intervenção não foram capazes de realizar a preensão do cilindro e/ou manipulá-lo na direção da boca sem a ajuda da EENM. Independente disso, eles foram avaliados (executando o(s) movimento(s) que conseguiam), treinados e analisados individualmente. Porém, para evitar possíveis vieses e erros no estudo, apenas as avaliações dos participantes que realizavam o movimento completo: alcance + preensão + manipulação foram analisadas estatisticamente. Assim, os onze indivíduos com tetraplegia selecionados inicialmente participaram da avaliação de força em sincronia com a EMG, mas apenas sete deles estavam aptos a realizar o movimento completo na avaliação inicial e oito na avaliação final (tabela 3).

Tabela 3: Características dos indivíduos com tetraplegia

Sujeito	Idade (anos)	IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	Tempo de lesão (anos)	AIS	Nível Motor	Etiologia	Braço Dominante
1*	46	26.31	13	A	C6	Acidente de carro	Direito
2*	27	20.79	9	B	C5	Arma de fogo	Direito
3	29	24.66	8	A	C5	Acidente de carro	Direito
4*	37	28.36	18	A	C6	Acidente de carro	Esquerdo
5*	45	24.72	10	B	C6	Mergulho água rasa	Esquerdo
6	40	22.75	17	A	C5	Acidente de carro	Direito
7*	45	23.59	18	B	C6	Acidente de carro	Direito
8	42	21.85	12	A	C5	Acidente de carro	Direito
9**	49	22.6	15	A	C5	Acidente de carro	Direito
10*	30	26.16	10	B	C6	Mergulho água rasa	Esquerdo
11*	47	24.02	19	A	C5	Arma de fogo	Direito
<b>Médias</b>	<b>39.7</b>	<b>24.2</b>	<b>13.5</b>				
<b>DP</b>	<b>7.9</b>	<b>2.2</b>	<b>4.0</b>				

\*Participaram de todas as avaliações do estudo (EMG do alcance, preensão e manipulação e dinamometria em sincronia com a EMG). \*\*Participou das duas avaliações de força em sincronia com a EMG e apenas da avaliação final do alcance, preensão e manipulação. DP (Desvio Padrão); AIS (ASIA Impairment Scale); IMC (índice de massa corporal).

### 5.1 Atividades musculares do membro superior dominante dos indivíduos com tetraplegia e do grupo controle durante os movimentos de alcance, preensão e manipulação e duração das fases: análises e comparações.

Os sete indivíduos com tetraplegia (tabela 3) que participaram da avaliação inicial do alcance, preensão e manipulação foram reavaliados. Porém, o indivíduo 9 (tabela 3) foi adicionado a esse grupo para realizar a avaliação final, pois conquistou a preensão e manipulação durante a reabilitação. O grupo controle realizou apenas uma avaliação e suas características estão presentes na tabela 4.

Tabela 4: Características do grupo controle

<b>Grupo controle</b>	<b>Idade (anos)</b>	<b>IMC (Kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>Braço dominante</b>
1	35	29.41	Direito
2	35	24.54	Direito
3	49	25.28	Direito
4	43	29.03	Esquerdo
5	33	29.07	Direito
6	30	26.01	Direito
7	38	26.23	Direito
8	44	27.04	Esquerdo
<b>Média</b>	<b>38.4</b>	<b>27.1</b>	
<b>DP</b>	<b>6.4</b>	<b>1.9</b>	

IMC (índice de massa corporal).

Os sete indivíduos progrediram no tamanho e no peso do cilindro durante as sessões de reabilitação e seis deles realizaram a avaliação final com o novo cilindro. Além disso, o sujeito 9 executava apenas o movimento de alcance, porém obteve uma evolução gradativa durante a reabilitação e a partir da 13ª sessão conquistou o movimento de preensão e manipulação do cilindro 1, sendo, portanto, inserido ao grupo dos indivíduos que realizavam o movimento completo sem a ajuda da EENM na avaliação final. O sujeito 1 realizou as avaliações com o cilindro 1, mas progrediu para o cilindro 2 na 14ª sessão de reabilitação. O sujeito 2 realizou a avaliação inicial com o cilindro 2, mas evoluiu para o cilindro 5 na 10ª sessão e na avaliação final. O sujeito 4 realizou a avaliação inicial com o cilindro 1, mas progrediu para o cilindro 2 na 12ª sessão e na avaliação final. O Sujeito 5 realizou a avaliação inicial com o cilindro 4, evoluiu para o cilindro 5 na 9ª sessão e na avaliação final. O sujeito 7 realizou a avaliação inicial com o cilindro 4, progrediu para o 5 na 10ª sessão e na avaliação final. O sujeito 10 apresentava grande limitação da prono-supinação, porém durante as sessões com o auxílio da EENM conquistou esse

movimento. Ele realizou a avaliação inicial com o cilindro 4, progrediu para o cilindro 5 na 10ª sessão e na avaliação final. O sujeito 11 utilizou o cilindro 3 para realizar a avaliação inicial e evoluiu para o cilindro 4 na 12ª sessão e na avaliação final (tabela 5).

Tabela 5: Progressão dos cilindros utilizados pelo grupo intervenção durante as sessões de reabilitação e nas avaliações.

<b>Sujeitos</b>	<b>Cilindro utilizado na Avaliação inicial</b>	<b>Cilindro que progrediu durante a reabilitação/sessão</b>	<b>Cilindro utilizado na Avaliação final</b>
<b>1</b>	1	2 / 14 <sup>a</sup>	1
<b>2</b>	2	5 / 10 <sup>a</sup>	5
<b>4</b>	1	2 / 12 <sup>a</sup>	2
<b>5</b>	4	5 / 9 <sup>a</sup>	5
<b>7</b>	4	5 / 10 <sup>a</sup>	5
<b>9</b>	Não participou	1 / 13 <sup>a</sup>	1
<b>10</b>	4	5 / 10 <sup>a</sup>	5
<b>11</b>	3	4 / 12 <sup>a</sup>	4

A EMG dos movimentos de alcance, preensão e manipulação monitorou individualmente as atividades dos seguintes músculos: bíceps braquial, tríceps braquial (cabeça longa), ECD e FSD. Assim como, a duração de cada movimento. As médias das atividades musculares (de cada músculo no respectivo movimento) das cinco repetições da tarefa proposta foram calculadas individualmente para posteriormente serem determinadas as medianas e quartis (Q1 e Q3) gerais.

### **5.1.1 Movimento de alcance**

#### **5.1.1.1 Atividades musculares do bíceps braquial ( $\mu V$ )**

A comparação entre as avaliações do GI não mostrou diferenças significativas ( $p$ -valor = 0.07). Porém, o GC ativou significativamente mais a

musculatura que o GI tanto na avaliação inicial (p-valor = 0.0006) quanto na avaliação final (p-valor = 0.0012) (tabela 6).

Tabela 6: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do bíceps braquial do GI (avaliação inicial e final) e do GC no movimento de alcance.

	<b>Avaliação inicial - GI</b>	<b>Avaliação final - GI</b>	<b>GC</b>
<b>Q1</b>	6.07	10.08	23.64
<b>Mediana</b>	11.47	14.73	35.90
<b>Q3</b>	12.42	16.01	44.37

As médias das atividades musculares do bíceps braquial de cada indivíduo do grupo intervenção (avaliação inicial e final) e a média geral dos oito indivíduos do grupo controle estão representadas na figura 19.

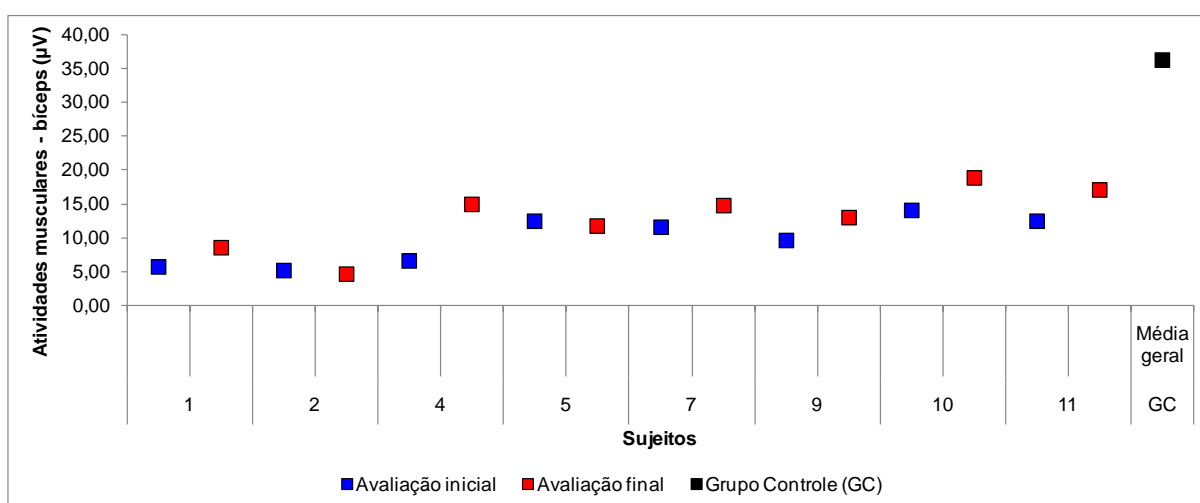


Figura 19: Médias das atividades musculares do bíceps braquial de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC no movimento de alcance.

#### 5.1.1.2 Atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) (µV)

O GI não apresentou diferenças significativas entre suas avaliações (p-valor = 0.46). O músculo tríceps braquial (cabeça longa) do GI apresentou maior

atividade do que o GC em ambas as avaliações (avaliação inicial x GC: p-valor = 0.0012; avaliação final x GC: p-valor = 0.007) (tabela 7).

Tabela 7: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) do GI (avaliação inicial e final) e do GC no movimento de alcance.

	Avaliação inicial - GI	Avaliação final - GI	Grupo controle
<b>Q1</b>	6.28	5.48	2.82
<b>Mediana</b>	7.72	6.88	3.10
<b>Q3</b>	8.37	9.12	4.33

As médias das atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) de cada indivíduo do grupo intervenção (avaliação inicial e final) e a média geral dos oito indivíduos do grupo controle estão representadas na figura 20.

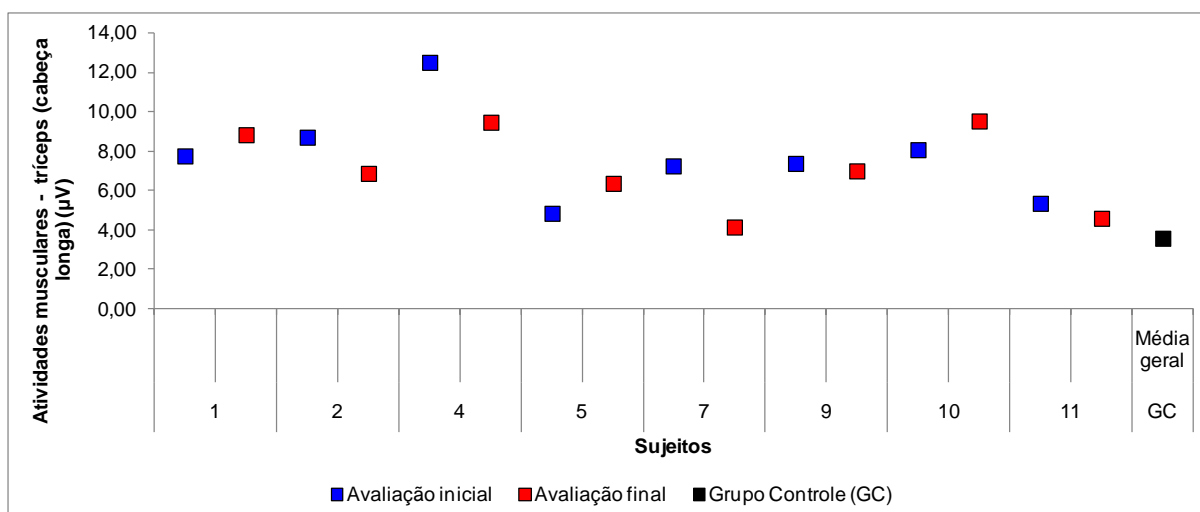


Figura 20: Médias das atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e a média geral do GC no movimento de alcance.

### 5.1.1.3 Atividades musculares do extensor comum dos dedos (ECD) ( $\mu V$ )

Não houve diferenças tanto na comparação entre as avaliações do GI (p-valor = 0.68) quanto de ambas com o GC (avaliação inicial x GC: p-valor = 0.62; avaliação final x GC: p-valor = 0.45) (tabela 8)

Tabela 8: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do ECD do GI (avaliação inicial e final) e do GC no movimento de alcance.

	Avaliação inicial - GI	Avaliação final - GI	Grupo controle
<b>Q1</b>	14.60	32.77	30.70
<b>Mediana</b>	27.71	54.91	32.63
<b>Q3</b>	66.04	64.42	50.52

.

As médias das atividades musculares do ECD de cada indivíduo do grupo intervenção (avaliação inicial e final) e a média geral dos oito indivíduos do grupo controle estão representadas na figura 21.

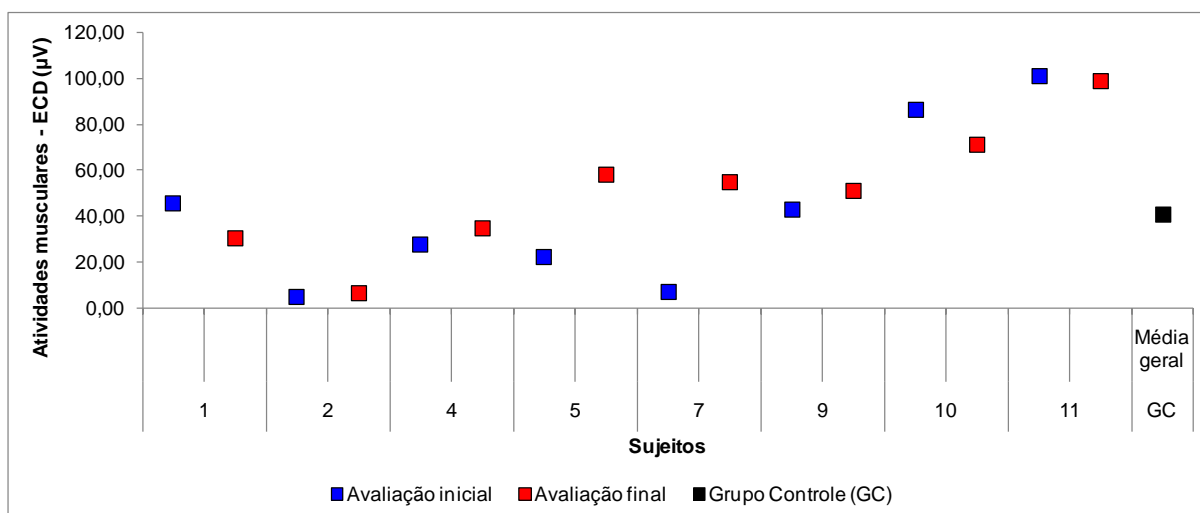


Figura 21: Médias das atividades musculares do ECD de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC no movimento de alcance.

#### 5.1.1.4 Atividades musculares do flexor superficial dos dedos (FSD) ( $\mu V$ )

As atividades musculares do FSD apresentaram redução significativa na comparação entre as avaliações dos indivíduos com tetraplegia ( $p$ -valor = 0.03). Em relação ao grupo controle o GI ativou significativamente mais o FSD em ambas as avaliações (avaliação inicial x GC:  $p$ -valor = 0.0006; avaliação final x GC:  $p$ -valor = 0.011) (tabela 9).

Tabela 9: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do FSD do GI (avaliação inicial e final) e do GC no movimento de alcance.

	Avaliação inicial - GI	Avaliação final - GI	Grupo controle
<b>Q1</b>	15.00	9.57	4.04
<b>Mediana</b>	30.00	14.23	5.12
<b>Q3</b>	49.93	23.15	6.09

As médias das atividades musculares do FSD de cada indivíduo do grupo intervenção (avaliação inicial e final) e a média geral dos oito indivíduos do grupo controle estão representadas na figura 22.

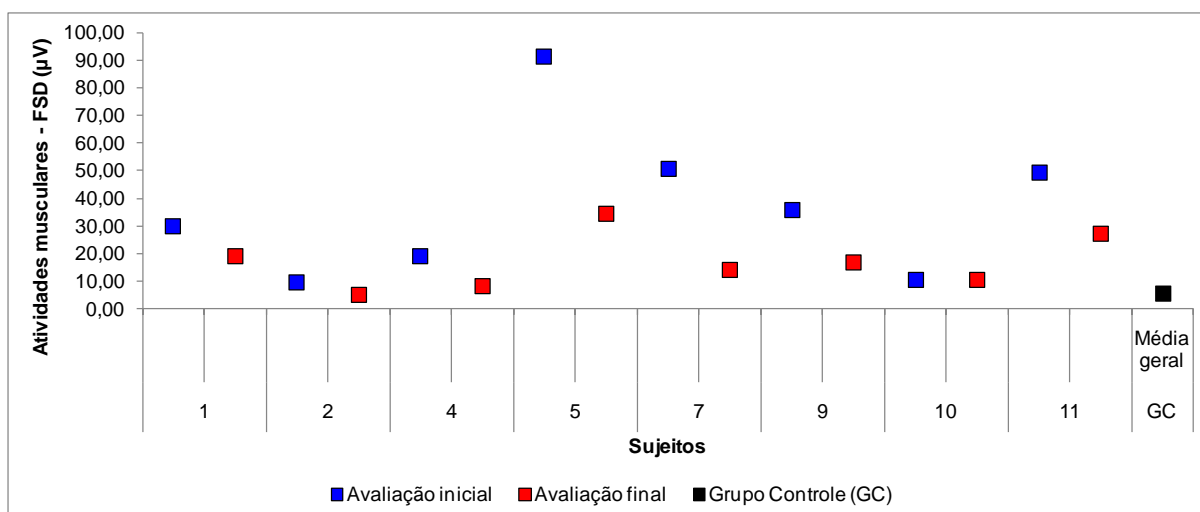


Figura 22: Médias das atividades musculares do FSD de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC no movimento de alcance.



### 5.1.1.5 Durações do movimento de alcance (s)

Na avaliação final o GI reduziu significativamente o tempo para executar o movimento de alcance em comparação com a avaliação inicial (p-valor = 0.01). Apesar disso, o GI apresentou valores significativamente maiores na duração do alcance em ambas as avaliações quando comparadas com o grupo controle (avaliação inicial x GC: p-valor = 0.002; avaliação final x GC: p-valor = 0.01) (tabela 10).

Tabela 10: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das durações do movimento de alcance do GI (avaliação inicial e final) e do GC.

	Avaliação inicial - GI	Avaliação final - GI	Grupo controle
<b>Q1</b>	2.01	1.32	0.85
<b>Mediana</b>	2.08	1.46	0.96
<b>Q3</b>	2.63	1.72	0.98

As médias das durações do movimento de alcance de cada indivíduo do grupo intervenção (avaliação inicial e final) e a média geral dos oito indivíduos do grupo controle estão representadas na figura 23.

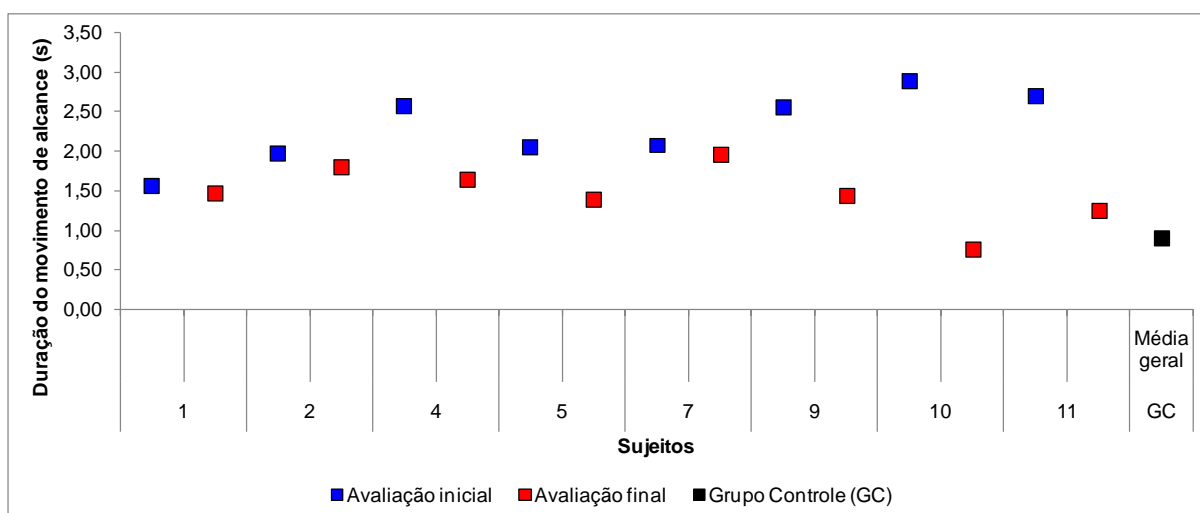


Figura 23: Médias das durações do movimento de alcance de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC.

## 5.1.2 Movimento de preensão

### 5.1.2.1 Atividades musculares do bíceps braquial ( $\mu V$ )

Na avaliação final as atividades musculares dos bíceps braquial do grupo intervenção aumentaram significativamente em relação à avaliação inicial (p-valor = 0.015). Além disso, o GC ativou significativamente mais o músculo bíceps que o GI em ambas as avaliações (avaliação inicial x GC: p-valor = 0.0006; avaliação final x GC: p-valor = 0.01) (tabela 11).

Tabela 11: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do bíceps braquial do GI (avaliação inicial e final) e do GC no movimento de preensão.

	<b>Avaliação inicial - GI</b>	<b>Avaliação final - GI</b>	<b>Grupo controle</b>
<b>Q1</b>	7.76	15.13	30.14
<b>Mediana</b>	9.41	24.61	55.80
<b>Q3</b>	13.17	32.51	68.20

As médias das atividades musculares do bíceps braquial de cada indivíduo do grupo intervenção (avaliação inicial e final) e a média geral dos oito indivíduos do grupo controle estão representadas na figura 24.

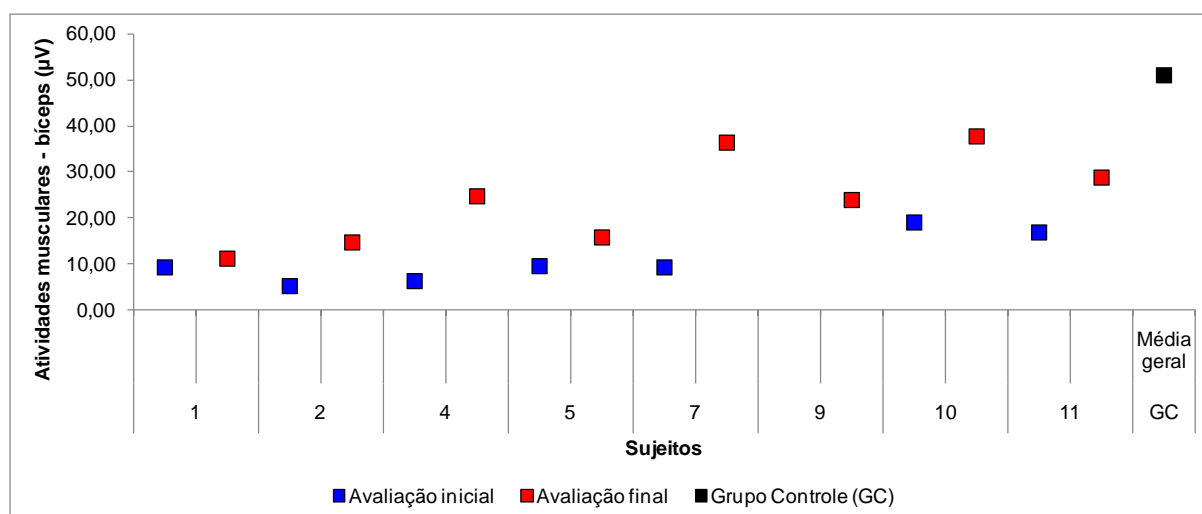


Figura 24: Médias das atividades musculares do bíceps braquial de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC no movimento de preensão. O sujeito 9 possui apenas o valor da avaliação final, pois não realizava o movimento de preensão na avaliação inicial.

### 5.1.2.2 Atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) (µV)

O GI não apresentou diferenças significativas entre a avaliação inicial e final ( $p$ -valor = 0.6). Na avaliação inicial o tríceps braquial (cabeça longa) do GI apresentou maior atividade do que o GC ( $p$ -valor = 0.03). Entretanto, na avaliação final esta diferença entre o GI e o GC não foi verificada ( $p$ -valor = 0.3) (tabela 12).

Tabela 12: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) do GI (avaliação inicial e final) e do GC no movimento de preensão.

	Avaliação inicial - GI	Avaliação final - GI	Grupo controle
<b>Q1</b>	5.07	4.28	3.59
<b>Mediana</b>	6.52	5.19	3.90
<b>Q3</b>	9.35	6.24	5.22

As médias das atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) de cada indivíduo do grupo intervenção (avaliação inicial e final) e a média geral dos oito indivíduos do grupo controle estão representadas na figura 25.

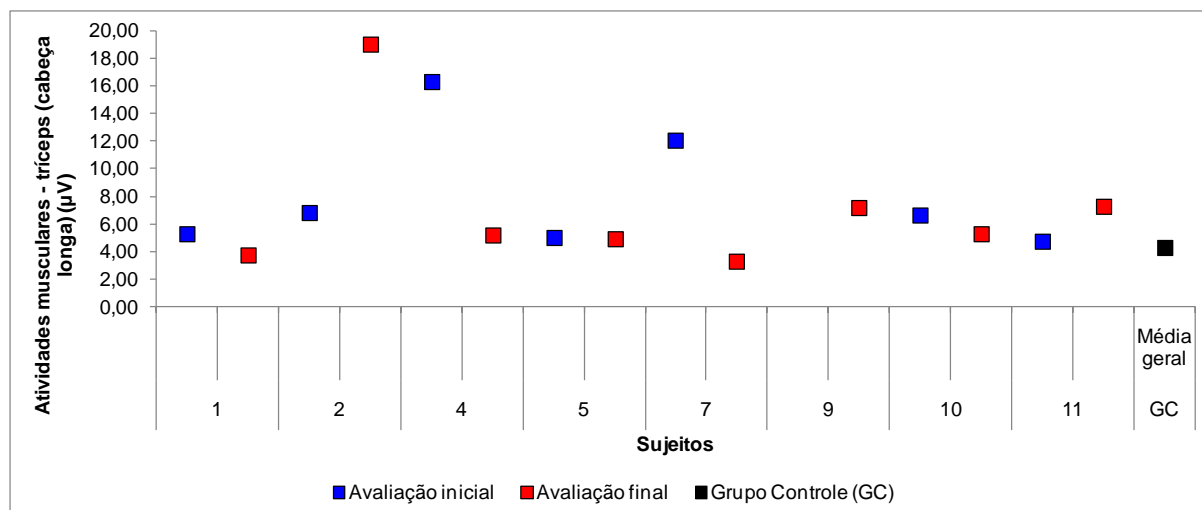


Figura 25: Médias das atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC no movimento de preensão. O sujeito 9 possui apenas o valor da avaliação final, pois não realizava o movimento de preensão na avaliação inicial.

### 5.1.2.3 Atividades musculares do extensor comum dos dedos (ECD) (μV)

A comparação entre as avaliações do GI mostrou redução significativa da atividade muscular do ECD ( $p$ -valor = 0.03). Porém, não houve diferenças de ambas as avaliações do GI quando comparadas com o GC (avaliação inicial x GC:  $p$ -valor = 0.07; avaliação final x GC:  $p$ -valor = 0.9) (tabela 13).

Tabela 13: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do ECD do GI (avaliação inicial e final) e do GC no movimento de preensão.

	Avaliação inicial - GI	Avaliação final - GI	Grupo controle
<b>Q1</b>	43.00	19.13	34.77
<b>Mediana</b>	94.25	32.03	36.02
<b>Q3</b>	135.01	113.94	40.23

As médias das atividades musculares do ECD de cada indivíduo do grupo intervenção (avaliação inicial e final) e a média geral dos oito indivíduos do grupo controle estão representadas na figura 26.

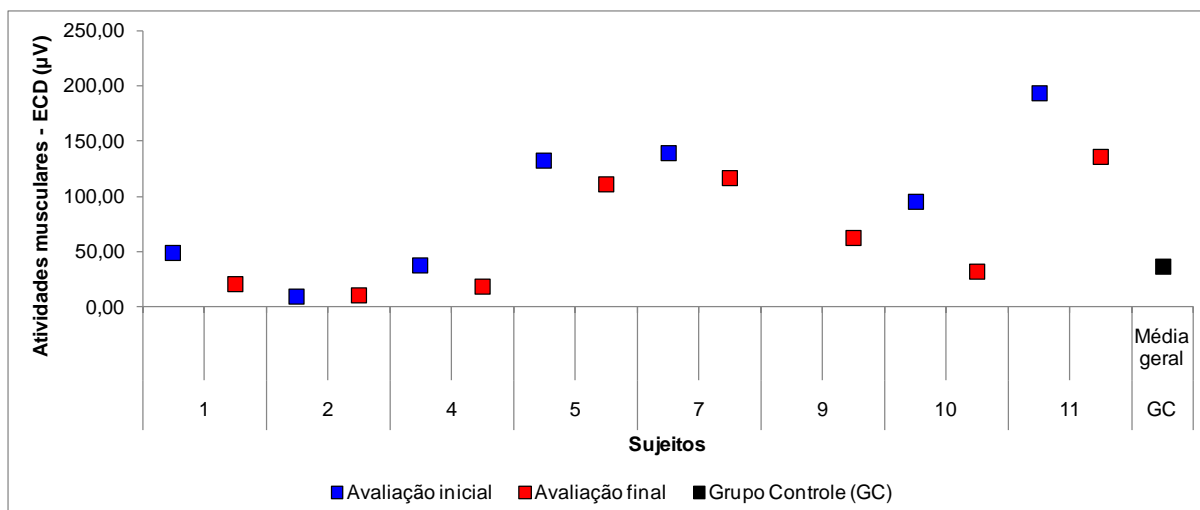


Figura 26: Médias das atividades musculares do ECD de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC no movimento de preensão. O sujeito 9 possui apenas o valor da avaliação final, pois não realizava o movimento de preensão na avaliação inicial.

#### 5.1.2.4 Atividades musculares do flexor superficial dos dedos (FSD) (μV)

O GI não apresentou diferenças significativas entre a avaliação inicial e final ( $p$ -valor = 0.07). Em relação ao grupo controle o GI ativou significativamente mais o FSD em ambas as avaliações (avaliação inicial x GC:  $p$ -valor = 0.001; avaliação final x GC:  $p$ -valor = 0.01) (tabela 14).

Tabela 14: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do FSD do GI (avaliação inicial e final) e do GC no movimento de preensão.

	Avaliação inicial - GI	Avaliação final - GI	Grupo controle
<b>Q1</b>	20.62	10.71	4.99
<b>Mediana</b>	39.72	24.21	6.38
<b>Q3</b>	84.80	43.33	7.04

As médias das atividades musculares do FSD de cada indivíduo do grupo intervenção (avaliação inicial e final) e a média geral dos oito indivíduos do grupo controle estão representadas na figura 27.

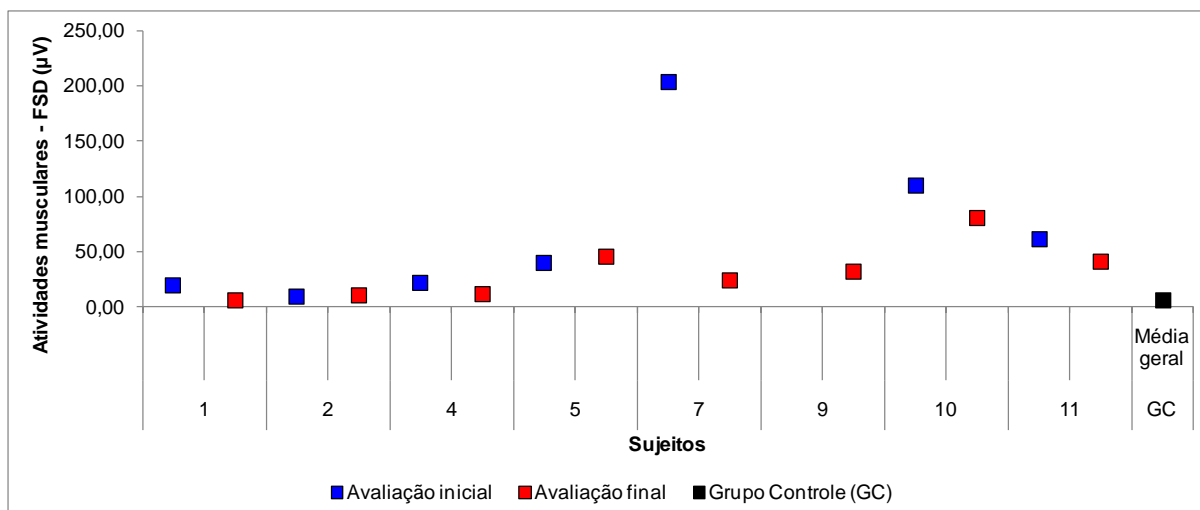


Figura 27: Médias das atividades musculares do FSD de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC no movimento de preensão. O sujeito 9 possui apenas o valor da avaliação final, pois não realizava o movimento de preensão na avaliação inicial.

#### 5.1.2.5 Durações do movimento de preensão (s)

A comparação entre a avaliação inicial e a final do GI não mostrou diferenças na duração da preensão ( $p\text{-valor} = 0.08$ ). Entretanto, o GI apresentou valores significativamente maiores desta variável em ambas as avaliações quando comparadas com o grupo controle (avaliação inicial x GC:  $p\text{-valor} = 0.002$ ; avaliação final x GC:  $p\text{-valor} = 0.003$ ) (tabela 15).

Tabela 15: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das durações do movimento de preensão do GI (avaliação inicial e final) e do GC.

	Avaliação inicial - GI	Avaliação final - GI	Grupo controle
<b>Q1</b>	1.53	1.20	0.43
<b>Mediana</b>	1.86	1.37	0.44
<b>Q3</b>	2.33	1.50	0.53

As médias das durações do movimento de preensão de cada indivíduo do grupo intervenção (avaliação inicial e final) e a média geral dos oito indivíduos do grupo controle estão representadas na figura 28.

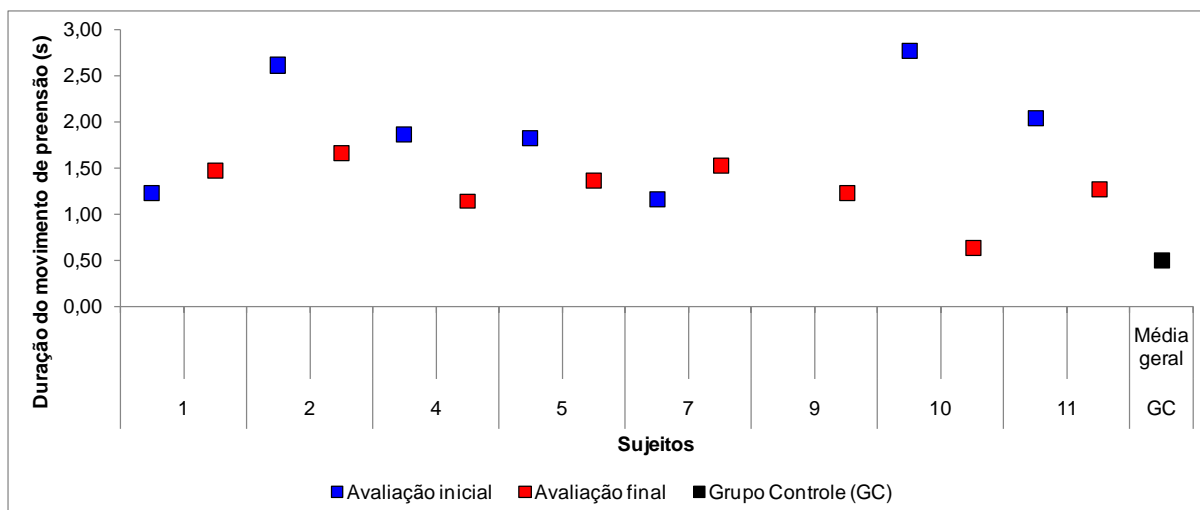


Figura 28: Médias das durações do movimento de preensão de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC. O sujeito 9 possui apenas o valor da avaliação final, pois não realizava o movimento de preensão na avaliação inicial.

### 5.1.3 Manipulação

#### 5.1.3.1 Atividades musculares do bíceps braquial ( $\mu V$ )

Na avaliação final as atividades musculares dos bíceps braquial do GI aumentaram significativamente em relação à avaliação inicial ( $p$ -valor = 0.03). Além disso, houve diferenças significativas na comparação entre ambas as avaliações do GI com o GC (avaliação inicial x GC:  $p$ -valor = 0.0006; avaliação final x GC:  $p$ -valor = 0.02) (tabela 16).

Tabela 16: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do bíceps braquial do GI (avaliação inicial e final) e do GC na manipulação.

	Avaliação inicial - GI	Avaliação final - GI	Grupo controle
<b>Q1</b>	9.10	15.78	26.76
<b>Mediana</b>	12.57	17.00	33.35
<b>Q3</b>	14.70	21.49	36.24

As médias das atividades musculares do bíceps braquial de cada indivíduo do grupo intervenção (avaliação inicial e final) e a média geral dos oito indivíduos do grupo controle estão representadas na figura 29.

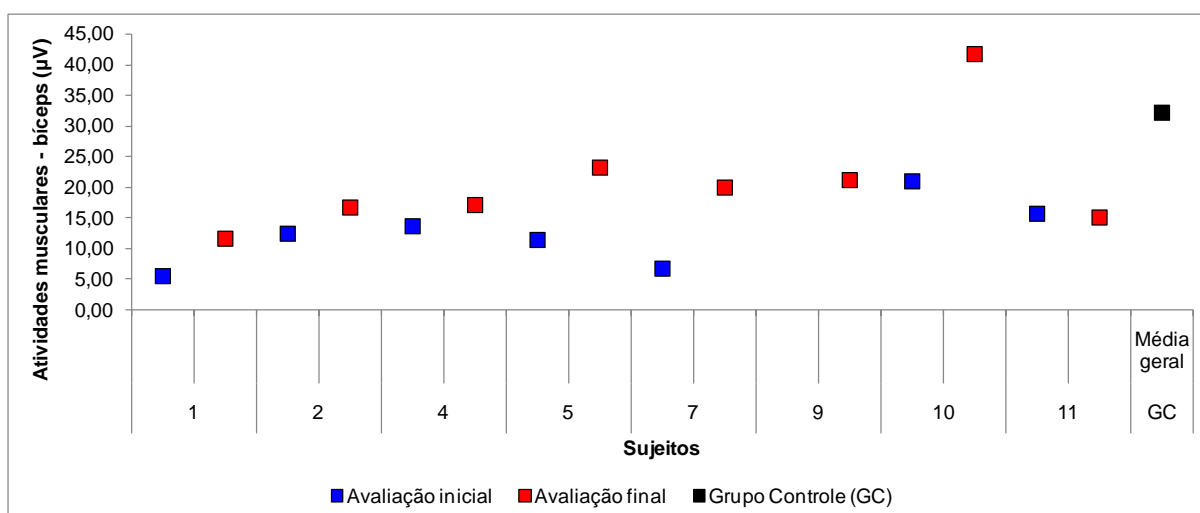


Figura 29: Médias das atividades musculares do bíceps braquial de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC na manipulação.

O sujeito 9 possui apenas o valor da avaliação final, pois não realizava a manipulação na avaliação inicial.

### 5.1.3.2 Atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) (µV)

O GI reduziu significativamente a atividade muscular do tríceps braquial (cabeça longa) na avaliação final quando comparada com a avaliação inicial (p-valor = 0.01). Além disso, na avaliação inicial o GI apresentou maior atividade do que o



GC ( $p$ -valor = 0.002). Entretanto, na avaliação final não houve mais esta diferença entre o GI e o GC ( $p$ -valor = 0.07) (tabela 17).

Tabela 17: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) do GI (avaliação inicial e final) e do GC na manipulação.

	Avaliação inicial - GI	Avaliação final - GI	Grupo controle
<b>Q1</b>	7.96	4.90	2.99
<b>Mediana</b>	8.79	5.07	3.93
<b>Q3</b>	14.05	7.47	4.94

As médias das atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) de cada indivíduo do grupo intervenção (avaliação inicial e final) e a média geral dos oito indivíduos do grupo controle estão representadas na figura 30.

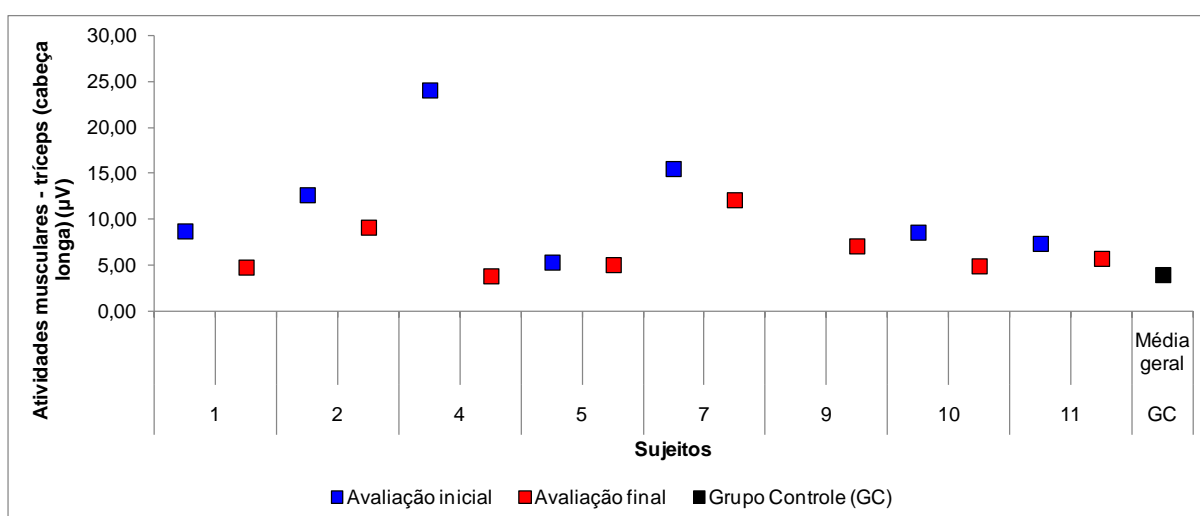


Figura 30: Médias das atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC na manipulação. O sujeito 9 possui apenas o valor da avaliação final, pois não realizava a manipulação na avaliação inicial.

### 5.1.3.3 Atividades musculares do extensor comum dos dedos (ECD) ( $\mu\text{V}$ )

A avaliação final do GI apresentou redução significativa da atividade muscular do ECD em relação à avaliação inicial ( $p\text{-valor} = 0.04$ ). Porém, não houve diferença significativa entre ambas as avaliações do GI quando comparadas com o GC (avaliação inicial x GC:  $p\text{-valor} = 0.7$ ; avaliação final x GC:  $p\text{-valor} = 0.4$ ) (tabela 18).

Tabela 18: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do ECD do GI (avaliação inicial e final) e do GC na manipulação.

	Avaliação inicial - GI	Avaliação final - GI	Grupo controle
<b>Q1</b>	34.39	25.90	18.98
<b>Mediana</b>	138.71	30.58	29.20
<b>Q3</b>	154.93	100.49	32.69

As médias das atividades musculares do ECD de cada indivíduo do grupo intervenção (avaliação inicial e final) e a média geral dos oito indivíduos do grupo controle estão representadas na figura 31.

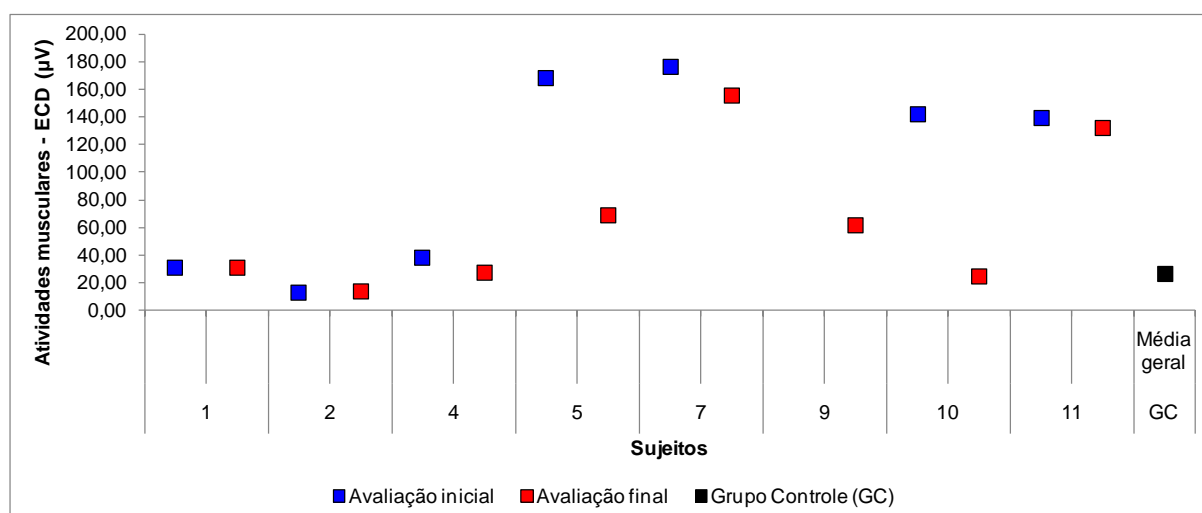


Figura 31: Médias das atividades musculares do ECD de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC na manipulação. O sujeito 9 possui apenas o valor da avaliação final, pois não realizava a manipulação na avaliação inicial.

#### 5.1.3.4 Atividades musculares do flexor superficial dos dedos (FSD) ( $\mu V$ )

A atividade muscular do FSD apresentou diferenças significativas na comparação entre as avaliações do GI (p-valor = 0.03) e de ambas com o GC (avaliação inicial x GC: p-valor = 0.0006; avaliação final x GC: p-valor = 0.0006) (tabela 19).

Tabela 19: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do FSD do GI (avaliação inicial e final) e do GC na manipulação.

	Avaliação inicial - GI	Avaliação final - GI	Grupo controle
<b>Q1</b>	21.65	9.35	3.16
<b>Mediana</b>	42.59	11.32	4.52
<b>Q3</b>	113.71	36.65	5.05

As médias das atividades musculares do FSD de cada indivíduo do grupo intervenção (avaliação inicial e final) e a média geral dos oito indivíduos do grupo controle estão representadas na figura 32.

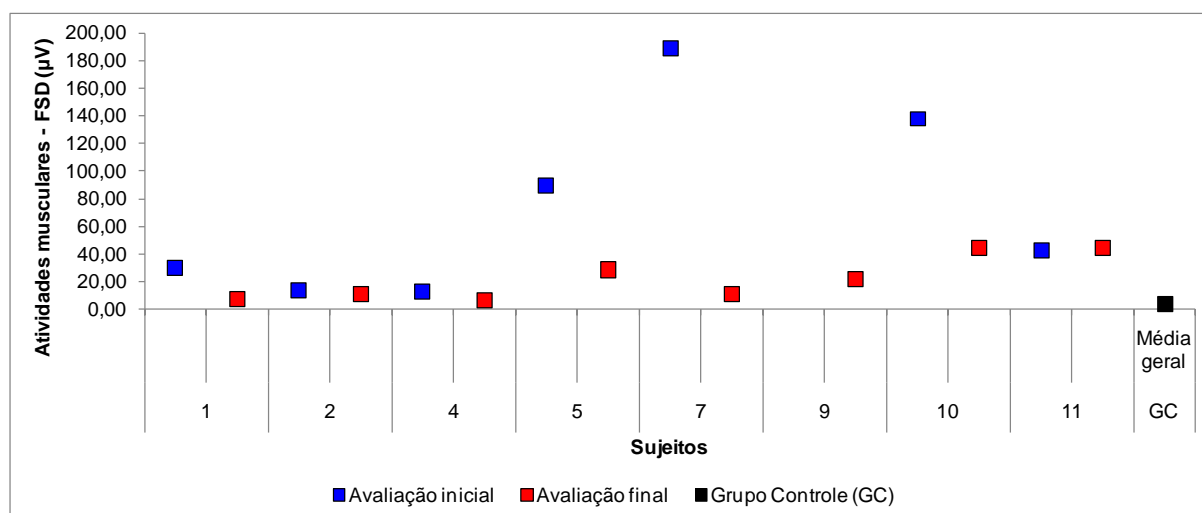


Figura 32: Médias das atividades musculares do FSD de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC na manipulação. O sujeito 9 possui apenas o valor da avaliação final, pois não realizava a manipulação na avaliação inicial.

### 5.1.3.5 Durações da manipulação (s)

Na avaliação final o GI reduziu significativamente o tempo para manipular o objeto até a boca em relação à avaliação inicial ( $p$ -valor = 0.01). Apesar disso, o GI apresentou valores significativamente maiores na duração da manipulação em ambas as avaliações quando comparadas com o grupo controle (avaliação inicial x GC:  $p$ -valor = 0.0006; avaliação final x GC:  $p$ -valor = 0.004) (tabela 20).

Tabela 20: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das durações da manipulação do GI (avaliação inicial e final) e do GC.

	Avaliação inicial - GI	Avaliação final - GI	Grupo controle
<b>Q1</b>	2.23	1.44	0.68
<b>Mediana</b>	2.51	1.47	0.85
<b>Q3</b>	3.06	1.61	1.03

As médias das durações da manipulação de cada indivíduo do grupo intervenção (avaliação inicial e final) e a média geral dos oito indivíduos do grupo controle estão representadas na figura 33.

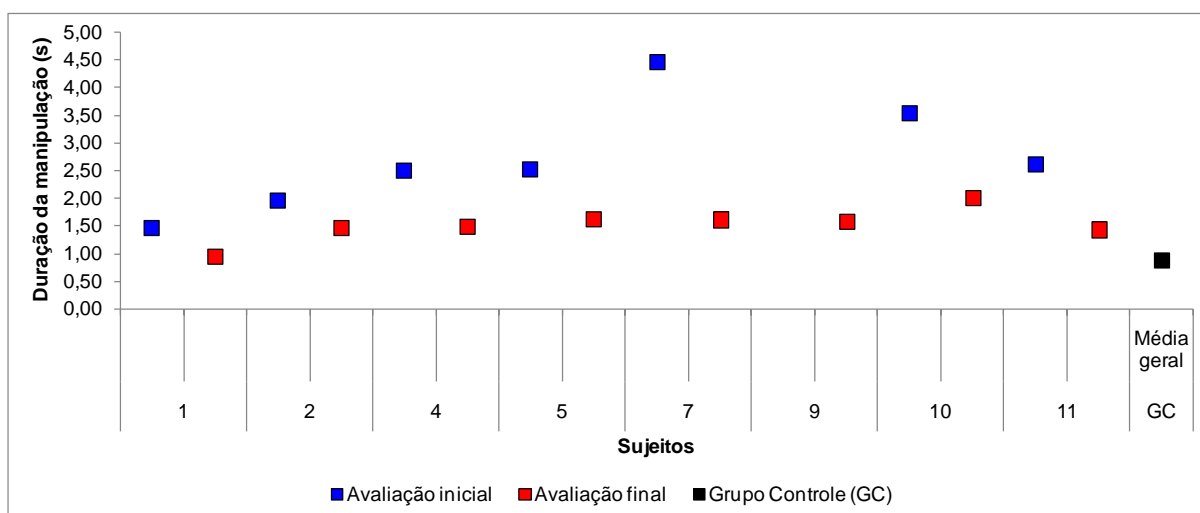
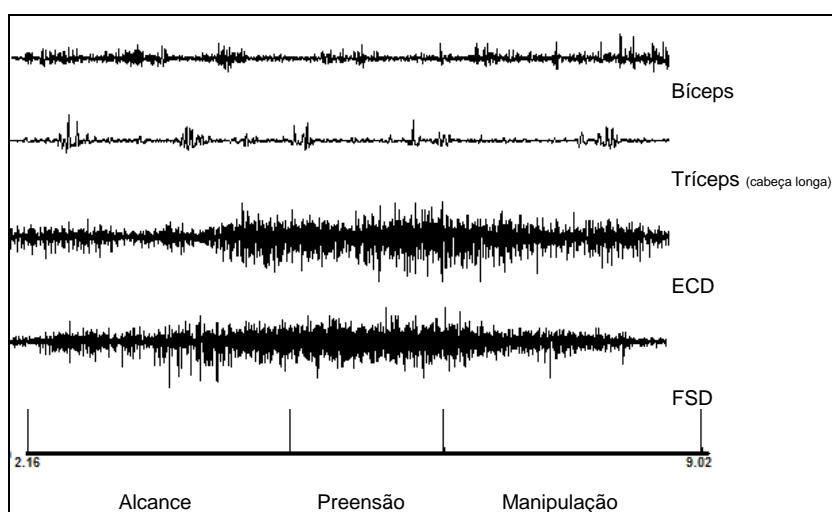


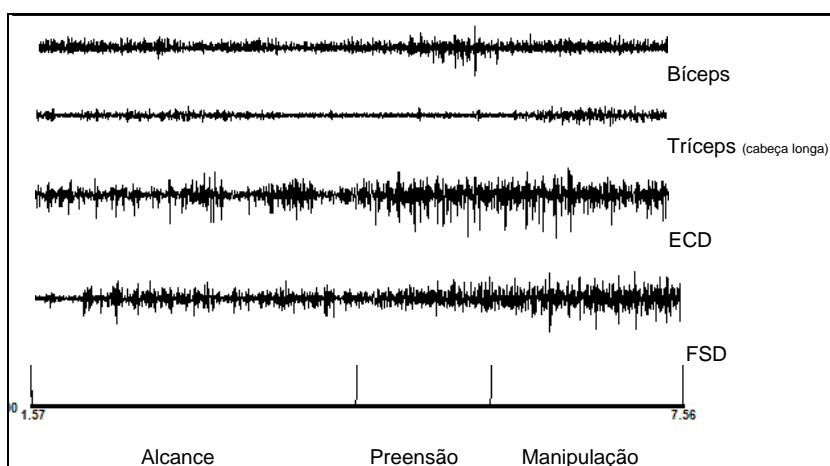
Figura 33: Médias das durações da manipulação de cada indivíduo do GI em ambas as avaliações (inicial e final) e média geral do GC. O sujeito 9 possui apenas o valor da avaliação final, pois não realizava a manipulação na avaliação inicial.

As diferenças das atividades musculares das duas avaliações de um indivíduo com tetraplegia e de um indivíduo saudável estão ilustrados na figura 34. Na avaliação final o recrutamento dos músculos bíceps braquial e tríceps braquial (cabeça longa), se tornou mais uniforme. Em relação ao ECD e FSD houve uma diminuição na energia do sinal em todos os movimentos.

#### A) Avaliação inicial - indivíduo com tetraplegia



#### B) Avaliação final - indivíduo com tetraplegia



### C) Indivíduo saudável (grupo controle)

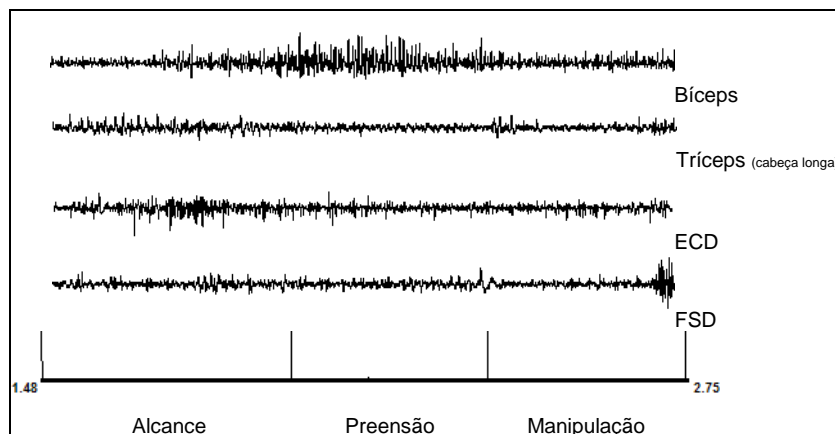


Figura 34: Atividades musculares de um indivíduo do grupo intervenção (avaliação inicial e final) e de um indivíduo do grupo controle.

## 5.2 Avaliação de força em sincronia com a eletromiografia: análises e comparações

Os onze sujeitos com tetraplegia selecionados inicialmente para a avaliação de força em sincronia com a EMG (tabela 3) foram reavaliados.

### 5.2.1 Atividades dos músculos bíceps braquial e tríceps braquial (cabeça longa) durante a CIVM ( $\mu V$ )

As atividades do músculo bíceps braquial apresentaram aumento significativo na comparação entre as avaliações dos indivíduos com tetraplegia ( $p$ -valor = 0.009) (tabela 21).

Tabela 21: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do bíceps braquial dos indivíduos com tetraplegia (avaliação inicial e final).

	Avaliação inicial	Avaliação final
<b>Q1</b>	76.79	142.50
<b>Mediana</b>	140.51	257.56
<b>Q3</b>	279.20	359.01

As médias das atividades musculares do bíceps braquial de cada indivíduo com tetraplegia na avaliação inicial e na final estão representadas na figura 35.

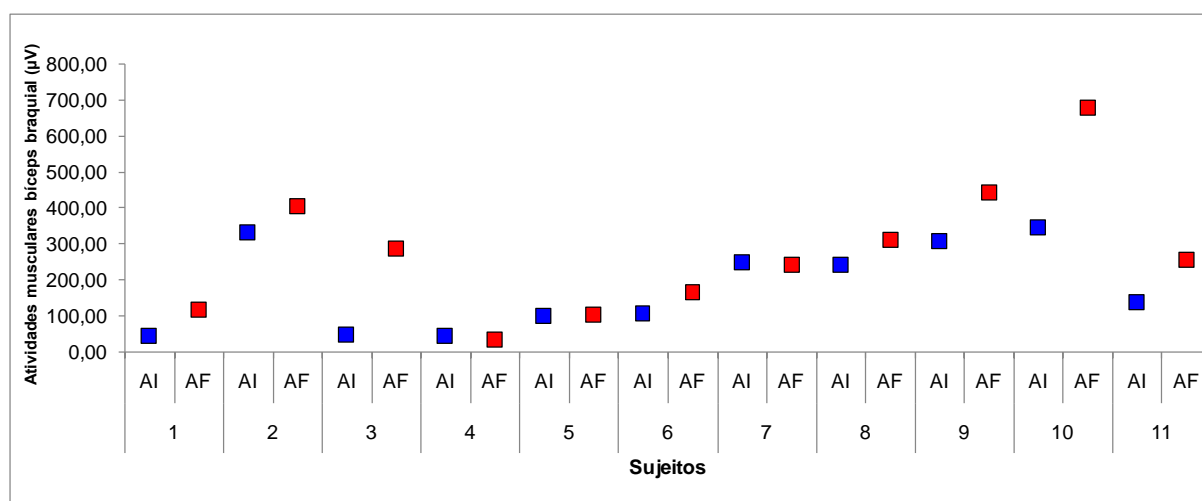


Figura 35: Médias das atividades musculares do bíceps braquial - comparação entre a avaliação inicial (AI) e a final (AF) dos indivíduos com tetraplegia.

As atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) apresentaram diferença significativa entre as avaliações dos indivíduos com tetraplegia ( $p$ -valor = 0.04) (tabela 22).

Tabela 22: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) das atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) dos indivíduos com tetraplegia (avaliação inicial e final).

	Avaliação inicial	Avaliação final
<b>Q1</b>	10.00	12.51
<b>Mediana</b>	28.16	24.95
<b>Q3</b>	131.61	154.59

As médias das atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) de cada indivíduo com tetraplegia na avaliação inicial e na final estão representadas na figura 36.

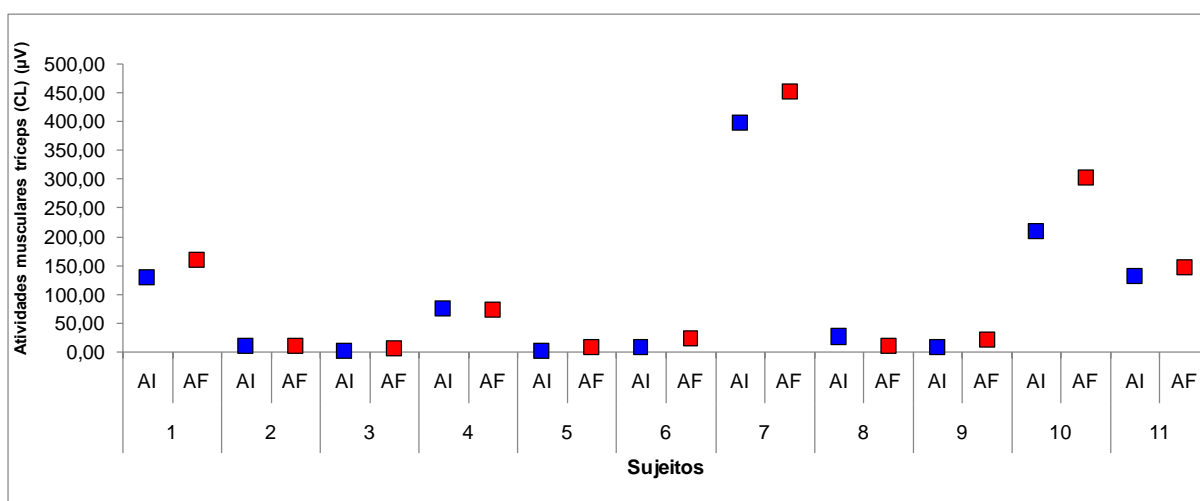


Figura 36: Médias das atividades musculares do tríceps braquial (cabeça longa) - comparação entre a avaliação inicial (AI) e final (AF) dos indivíduos com tetraplegia.

### 5.2.2 Forças máximas dos flexores e extensores de cotovelo (N)

A comparação entre a avaliação inicial e a final dos indivíduos com tetraplegia apresentou diferença significativa para os valores de força máxima dos flexores de cotovelo ( $p$ -valor = 0.026) (tabela 23), porém não significativa para os valores de força máxima dos extensores de cotovelo ( $P$  = 0.062) (tabela 24).



Tabela 23: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) dos valores de força máxima dos flexores de cotovelo dos indivíduos com tetraplegia (avaliação inicial e final).

	Avaliação inicial	Avaliação final
<b>Q1</b>	30.74	39.62
<b>Mediana</b>	47.70	49.12
<b>Q3</b>	67.10	74.87

As médias das forças máximas dos flexores de cotovelo de cada indivíduo com tetraplegia na avaliação inicial e na final estão representadas na figura 37.

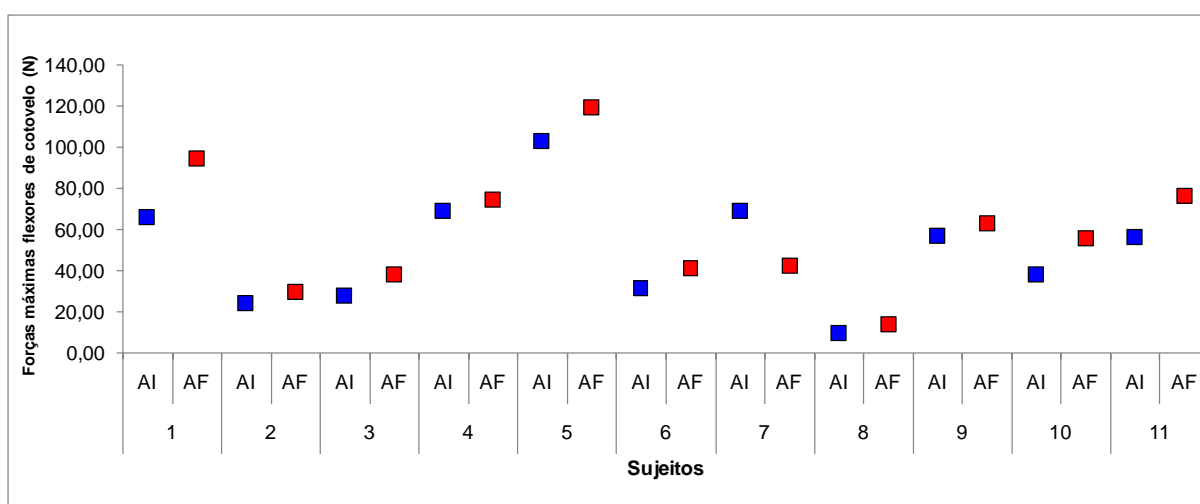


Figura 37: Médias das forças máximas dos flexores de cotovelo - comparação entre a avaliação inicial (AI) e a final (AF) dos indivíduos com tetraplegia.

Tabela 24: Medianas e Quartis (Q1 e Q3) dos valores de força máxima dos extensores de cotovelo dos indivíduos com tetraplegia (avaliação inicial e final).

	Avaliação inicial	Avaliação final
<b>Q1</b>	20.69	24.07
<b>mediana</b>	24.18	25.75
<b>Q3</b>	25.59	27.14

As médias das forças máximas dos extensores de cotovelo de cada indivíduo com tetraplegia na avaliação inicial e na final estão representadas na figura 38.

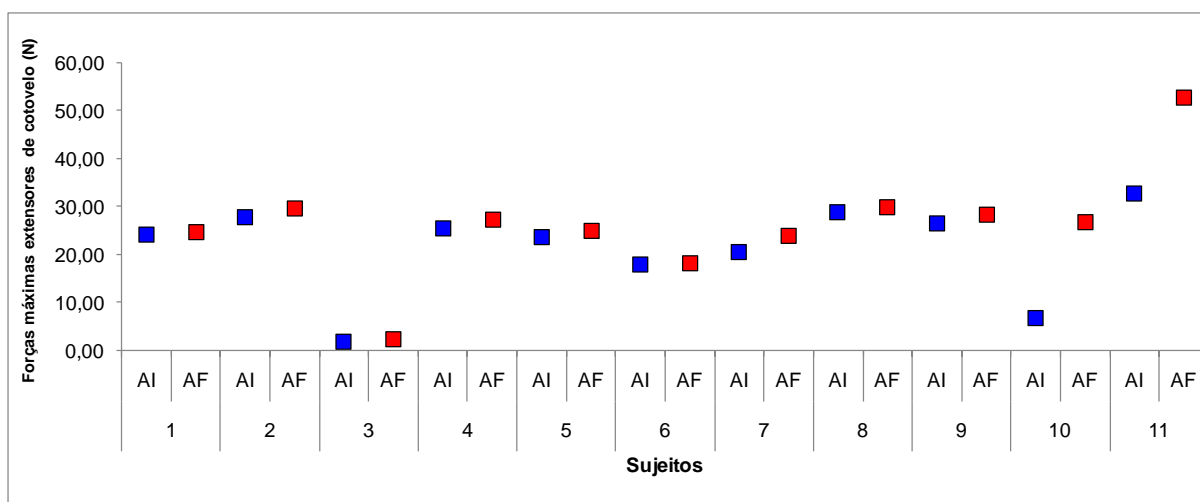


Figura 38: Médias das forças máximas dos extensores de cotovelo - comparação entre a avaliação inicial (AI) e a final (AF) dos indivíduos com tetraplegia.

## **6. DISCUSSÃO**

### **6.1 Discussão geral**

Estudos mostram que os indivíduos com tetraplegia alteram seus padrões motores e musculares para realizarem movimentos com os membros superiores (29,49,50). Isso acontece, pois o sistema nervoso possui a capacidade de se ajustar rapidamente as atividades musculares para realizar os movimentos requisitados. Sabe-se que a estimulação elétrica associada a movimentos repetitivos restaura a função e a força das extremidades superiores que foram perdidas com a lesão (10,14,15,16,25,36,37). Entretanto, esses benefícios são normalmente avaliados por instrumentos clínicos subjetivos através de testes observacionais, por análise cinemática e dinamometria (10,14,15,16,25,27,29). Há pesquisas que avaliam o recrutamento muscular de indivíduos com tetraplegia e as comparam com indivíduos saudáveis nos movimentos de alcance e preensão (49,50). Porém, esses estudos não avaliam os efeitos da estimulação elétrica associada a movimentos funcionais e repetitivos nas atividades musculares dos membros superiores de indivíduos com tetraplegia. Além disso, as pesquisas que avaliam força utilizam dinamômetros convencionais, não adaptados a essa população. Assim, esses achados justificam as avaliações e o desenvolvimento do protocolo de reabilitação do presente estudo.

### **6.2 Atividades musculares do membro superior dominante dos indivíduos com tetraplegia e do grupo controle durante os movimentos de alcance, preensão e manipulação e duração das fases.**

O presente estudo mostrou que os níveis de ativação e o tempo para realizar os movimentos foram significativamente diferentes, principalmente na avaliação inicial do grupo intervenção em relação ao controle. Isso pode ter acontecido por algumas razões: nos sujeitos sem lesão medular e, portanto com a inervação intacta os músculos trabalham de acordo com sua função e os movimentos articulares ocorrem em angulações adequadas sem grandes amplitudes. Em contrapartida, os déficits sensoriais e motores dos sujeitos com

tetraplegia os obrigam a criar mecanismos compensatórios próprios para realizarem os movimentos de preensão e manipulação. Assim, alguns desses participantes com tetraplegia, durante as avaliações, contaram com a ação sinérgica dos músculos do punho, também chamada de tenodese (extensão do punho, resultando em flexão dos dedos e flexão de punho com extensão dos dedos), para realizar os movimentos de preensão e manipulação do objeto (23). Pesquisas do movimento de alcance e preensão de sujeitos com tetraplegia mostraram características cinemáticas parecidas com os indivíduos saudáveis. Entretanto, os movimentos foram menos harmônicos e mais lentos (29,49).

#### **6.2.1 Comparação entre a avaliação inicial e a final do grupo intervenção nos movimentos de alcance, preensão e manipulação**

Na avaliação final os indivíduos com tetraplegia alcançaram o alvo mais rapidamente e apresentaram redução significativa na atividade muscular do FSD. Durante a preensão aumentaram a atividade do músculo bíceps braquial e diminuíram o recrutamento muscular do ECD. Na manipulação levaram o cilindro na direção da boca mais rapidamente que na avaliação inicial e mostraram aumento significativo na atividade do músculo bíceps e diminuição no recrutamento dos músculos tríceps, ECD e FSD.

O grupo intervenção apresentou progressos tanto em relação ao tamanho quanto ao peso do cilindro durante as sessões de reabilitação e na avaliação final. Esses achados mostram que a abordagem terapêutica proporcionou aumento da resistência à fadiga e da força muscular e melhora da função de preensão e manipulação. De acordo com a literatura quanto maior for o diâmetro do objeto, mais difícil torna-se a manutenção da sua preensão e quanto maior a dificuldade da tarefa, maior será o tempo para executá-la (13,23,51). Porém, na avaliação final os indivíduos com tetraplegia levaram o cilindro para a boca mais rapidamente do que na inicial e apresentaram diferenças significativas na ativação de todos os músculos.

O indivíduo 9 realizou na avaliação inicial apenas o movimento de alcance sem a ajuda da estimulação. Porém, durante as sessões de reabilitação foi adquirindo o controle da preensão e manipulação do objeto, executando o movimento completo (alcance, preensão e manipulação) na avaliação final. Isso mostra que a abordagem terapêutica aplicada no presente estudo influenciou no reaprendizado motor e restauração funcional do membro superior deste participante.

### **6.2.2 Comparação entre a avaliação inicial e final do grupo intervenção com o grupo controle nos movimentos de alcance, preensão e manipulação**

O estudo mostrou que no movimento de alcance o grupo intervenção demorou mais para atingir o cilindro e obteve menor atividade do músculo bíceps braquial e maior atividade dos músculos tríceps braquial (cabeça longa) e FSD em ambas as avaliações em relação ao grupo controle. Porém, essas diferenças reduziram significativamente na avaliação final. Apesar dos participantes com tetraplegia apresentarem controle de punho, eles não conseguiam estender os dedos e nem flexioná-los para moldar a mão no formato do alvo e pegá-lo. Isso os obrigava a realizar, no final do movimento de alcance, a flexão de punho para gerar extensão dos dedos e assim encaixar o objeto na mão. A grande amplitude de punho provavelmente foi responsável por gerar grande intensidade na atividade dos músculos FSD, principalmente na avaliação inicial. Koshland et al. (49) avaliaram novos padrões de alcance após a lesão medular cervical e também verificaram maior lentidão e menor ativação do músculo bíceps em indivíduos com tetraplegia em comparação com o grupo controle.

Em relação ao movimento de preensão o grupo intervenção ativou menos o músculo bíceps e mais o músculo FSD, principalmente na avaliação inicial. Na avaliação inicial esses sujeitos apresentaram diferença significativa na atividade do músculo tríceps braquial (cabeça longa) em relação ao grupo controle, porém na avaliação final essa diferença não foi significativa, isso aponta uma aproximação dos seus valores de ativação aos do grupo controle. O grupo controle realizou o

movimento de preensão mais rapidamente do que o grupo intervenção, em ambas as avaliações. A maioria dos indivíduos do grupo intervenção, especialmente na avaliação inicial, realizou a extensão do punho com flexão dos dedos para segurar e manter o objeto preso à mão. Devido a isso observou-se sinergia em níveis bem altos do FSD com ECD. Após, a reabilitação essa sinergia continuou, porém, em menor intensidade. Zariffa et al. (50) estudou as alterações no sinergismo de musculaturas das mãos de indivíduos com tetraplegia durante tarefas funcionais de preensão. Verificou diferenças nesse sinergismo quando comparados com o grupo controle. A sinergia mais comum encontrada por eles nos indivíduos sem lesão foi do ECD com extensor próprio do indicador e do FSD com flexor ulnar do carpo. Nos indivíduos com tetraplegia a sinergia mais comum foi do extensor ulnar do carpo com o flexor ulnar do carpo. Esses achados corroboram com os resultados do presente estudo, pois o grupo intervenção também apresentou sinergia da cadeia extensora (ECD) com a flexora (FSD).

Na análise da manipulação, o grupo intervenção levou o cilindro na direção da boca mais lentamente e apresentou menor atividade do músculo bíceps braquial e maior atividade do músculo FSD em ambas as avaliações em relação ao grupo controle. A atividade muscular do tríceps braquial (cabeça longa) se aproximou ao do grupo controle na avaliação final, pois a diferença significativa observada na avaliação inicial entre esses dois grupos não foi mais verificada.

O presente estudo observou que os indivíduos do grupo intervenção apresentaram maior atividade do músculo tríceps braquial (cabeça longa) em relação ao grupo controle em todas as fases analisadas, principalmente na avaliação inicial. O tríceps braquial (cabeça longa) é biarticular e, portanto realiza a extensão do cotovelo e auxilia na adução da gleno-umeral. Esses achados podem ser justificados pelo fato de indivíduos que apresentam nível motor C5-C6 utilizarem muito a articulação gleno-umeral e a flexão de cotovelo para executarem movimentos com os membros superiores, ativando e sobrecarregando a maioria dos músculos do ombro e os flexores de cotovelo (49). Ademais, em indivíduos saudáveis durante o movimento de alcance e preensão, há flexão do ombro com

extensão do cotovelo, com isso a cabeça longa do tríceps alonga e encurta simultaneamente, este movimento contraditório determina a sua baixa eficiência (23). Durante a manipulação do objeto quando uma pessoa saudável é solicitada a realizar a flexão de cotovelo em uma velocidade contínua e uniforme, há uma atividade constante do músculo bíceps, enquanto o músculo tríceps é muito pouco ativado (13).

### **6.3 Avaliação de força em sincronia com a eletromiografia**

O dinamômetro adaptado foi adaptado para os indivíduos com tetraplegia, ou seja, tornou-se mais sensível para captar pequenas forças exercidas sobre ele (máximo 200N). Porém, de acordo com Bohannon (48) a força dos flexores e extensores do cotovelo do braço dominante de indivíduos saudáveis, avaliadas na mesma posição do estudo, foi de 274N e 222.4N, consecutivamente. Esses valores são maiores do que os apresentados nas duas avaliações dos indivíduos com tetraplegia e por isso, o grupo controle não participou da avaliação de força.

O músculo bíceps braquial não foi estimulado, pois todos os indivíduos com tetraplegia possuíam graduação de força 4 ou 5 dos flexores de cotovelo. Entretanto, na avaliação final de força em sincronia com a EMG esses músculos apresentaram aumento significativo na atividade muscular. Isso provavelmente ocorreu, pois durante as sessões de reabilitação o músculo bíceps braquial foi intensamente recrutado. De acordo com a literatura, no movimento de alcance são ativados para auxiliarem no controle do movimento e desacelerar o membro, ajudando o paciente a atingir corretamente o alvo e pegá-lo (13,23). Quando os indivíduos levaram o objeto na direção da boca, trabalharam como agonista do movimento, realizando contrações concêntricas resistidas (cilindro) contra a força da gravidade. No retorno do cilindro para a posição inicial, alteraram sua função de agonista para antagonista e a contração passou a ser excêntrica resistida. Isso mostra que os movimentos realizados por esse grupo muscular foram ativos resistidos e essa combinação é fundamental para o ganho de força, potência e

resistência à fadiga (30). Esses achados também justificam a melhora observada na força dos flexores de cotovelo, assim como na atividade muscular do bíceps braquial da avaliação eletromiográfica do alcance, preensão e manipulação discutida no item 6.2.

Em contrapartida, durante as sessões de reabilitação os músculos tríceps braquial foram mais ativados a favor da gravidade, porque a maioria dos participantes com tetraplegia apresentavam graduação de força dos extensores de cotovelo igual a 2 e, portanto tinham dificuldades para executar movimentos completos contra a gravidade. De acordo com Shumway-Cook e Woollacott (13), no treinamento de músculos fracos ou paralisados, o movimento deve ser realizado em um plano que elimine a gravidade e de preferência com a ajuda da estimulação elétrica. A atividade muscular do tríceps braquial (cabeça longa) aumentou significativamente na avaliação final, mesmo com todas as restrições acima mencionadas. Esses resultados apontam que a EENM foi a principal responsável por essa melhora.

Os resultados encontrados mostram prognósticos positivos com a aplicação do protocolo de reabilitação do presente estudo. Portanto, não é necessário expor os indivíduos com tetraplegia a exercícios musculares específicos e exaustivos, o que poderia provocar disreflexia autonômica,iringomielia pós-traumática e sobrecarga nos sistemas osteoarticulares e musculares.



## **7. CONCLUSÕES**

Os dados obtidos no presente estudo permitem concluir que o protocolo desenvolvido, constituído por EENM associada a movimentos funcionais e repetitivos, mostrou-se efetivo na reabilitação dos membros superiores dos indivíduos com tetraplegia em um pequeno período de aplicação. Portanto, os indivíduos com tetraplegia poderão se beneficiar com a continuidade deste tratamento.

## 8. REFERÊNCIAS

1. Dângelo JG, Fattini CA. Anatomia humana e segmentar. 2 ed. São Paulo: Atheneu; 2000: 52-71p.
2. Alonso KC. Avaliação cinemática da transferência de paraplégicos da cadeira de rodas [Tese - Mestrado]. Campinas (SP): Universidade Estadual de Campinas; 2011.
3. Defino HLA, Zardo EA. Trauma raquimedular. In: Hebert s.; Xavier R. Ortopedia e traumatologia: princípios e prática. 3.ed. São Paulo: Artmed; 2003: 942-951p.
4. Adams RD, Victor M, Ropper AH. Doenças da medula espinhal. In: Neurologia. 6 ed. Rio de Janeiro: McGraw-Hill; 1998: 805-37p.
5. DeVivo MJ. Epidemiology of traumatic spinal cord injury: trends and future implications. Spinal Cord.2012 Jan; 50: 365-72p.
6. National Spinal Cord Injury Statistical Center. Annual statistical reporter. Alabama; 2013.
7. Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde, Departamento de Ações Programáticas Estratégicas e Departamento de Atenção Especializada. Diretrizes de Atenção à Pessoa com Lesão Medular. Brasília (DF); 2013. 68p.
8. Atrice MB, Morrison SA, McDowell SL, Shandalov B. Lesão medular traumática. In: Umphred DA. Reabilitação neurológica. 4 ed. Barueri: Manole; 2004: 506-60p.
9. Van Vliet PM, Sherida MR. Coordination between reaching and grasping in patients with hemiparesis and healthy subjects. Arch Phys Med Rehabil 2007; 88:1325-1331.
10. Popovic MR, Kapadia N, Zivanovic V, Furlan JC, Craven C, McGillivray C. Functional Electrical Stimulation Therapy of voluntary grasping versus only rehabilitation for patients with subacute incomplete tetraplegia: a randomized clinical trial. Neurorehabilitation and neural repair. 2011; 25(5): 433-42.

11. Lundy-Ekman L. Neuroscience: Fundamentals for Rehabilitation. 4nd ed. Saunders; 2012.
12. Varoto R, Barbarini ES, Cliquet Jr. A. A hybrid system for upper limb movement restoration in quadriplegics. Artificial organs. 2008; 32 (9): 725-29.
13. Shumway-Cook A, Woollacott M.H. Motor control: theory and practical application. 2 nd ed. USA: Lippincott Williams and Wilkins; 2000.
14. Kapajia NM, Zinanovic V, Furlan J, Craven CB, McGillivray C, Popovic MR. Functional electrical stimulation therapy for grasping in traumatic incomplete spinal cord injury: randomized control trial. Artificial Organs. 2011; 35 (3): 212-216.
15. Thorsen R, Binda L, Chiaramonte S, Costa DD, Redaelli T, Occhi E, Beghi E, Ferrarin M. Correlation among lesion level, muscle strength and hand function in cervical spinal cord injury. Eur J Phys Rehabil Med. 2014; 50:31-8.
16. Bryden AM, Memberg WD, Crago PE. Electrically stimulated elbow extension in person with C5/C6 tetraplegia: a functional and physiological evaluation. Arch Phys Med Rehabilitation. 2000; 81: 80-88.
17. Vargas Ferreira, V M ; Varoto, R; Cacho, EWA ; Cliquet, A. Relationship between function, strength and electromyography of upper extremities of persons with tetraplegia. Spinal Cord. 2011; 50: 28-32.
18. Varoto R. Desenvolvimento e avaliação de um protótipo de sistema híbrido para membro superior de tetraplégicos [Tese - Doutorado]. São Carlos (SP): Universidade de São Paulo; 2010.
19. Disponível em URL: <http://www.portallesaomedular.com> [Acesso 05/03/2015].
20. Guyton AC, Hall JE. Human physiology and mechanisms of disease. 6th ed. Philadelphia: W.B Saunders Company; 1997.
21. Basmajian JV, Luca CJ. Muscles alive. 5th ed. USA: Williams & Wilkins; 1985.

22. Cacho EWA. Avaliação da extremidade superior de tetraplégicos: correlações clínicas, funcionais e cinemáticas [tese - doutorado. Campinas (SP): Universidade Estadual de Campinas; 2010.
23. Kapanji AI. *Physiologie Articulaire*. 6nd ed. Paris: Maloine; 2007.
24. Biering-Sørensen BO, Kristensen IB, Kjær M, Biering-Sørensen F. Muscle after spinal cord injury. *Muscle Nerve*. 2009; 40: 499–519.
25. Castro MCF, Cliquet Jr. A. Artificial sensorimotor in spinal Cord injured subjects through neuromuscular and electro tactile stimulation. *Artificial Organs*. 2000; 24 (9):710-717.
26. Kirshblum SC, Burns SP, Biering-Sorensen F, Donovan W, Graves DE, Jha A, Johansen M, Jones L, Krassioukov A, Mulcahey MJ, Schmidt-Read M, Waring W. International standards for neurological classification of spinal cord injury (revised). *The Journal of Spinal Cord Medicine*. 2011; 34 (6): 535-546.
27. American Spinal Injury Association. ASIA learning center. Alabama: ASIA. [Acesso em julho de 2012. Disponível em URL: [asia-spinalinjury.org](http://asia-spinalinjury.org).
28. Umphred D, Carlson C. *Neuroherabilitation for the physical therapist*. 1st ed. New Jersey: Slack Incorporated Thorofare; 2006.
29. Cacho EWA, Oliveira R, Ortolan RL, Varoto R, Cliquet Junior A. Upper limb assessment in tetraplegia: clinical, functional and kinematic correlations. *International jornal of rehabilitation research*. 2010; 1-8.
30. Kisner C, Colby LA. *Exercícios Terapêuticos: fundamentos e técnicas*. 5ed. São Paulo: Manole; 2009.
31. Cai LL, Courtine G, Fong AJ, Burdick JW, Roy RR, Edgerton VR. Plasticity of functional connectivity in the adult spinal cord. *Philosophical transactions of the royal society*. 2006; 361: 1635-1646.

32. Arya KN, Pandian S, Verma R, Garg RK. Movement therapy induced neural reorganization and motor recovery in stroke: A review. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*. 2011; 15: 528 - 537.
33. Inmann A, Haugland M. Regulation of FES-induced grasp force based on cutaneous nerve signals: Experiments and modeling. *Medical Engineering & Physics*. 2012; 34: 46– 55.
34. Woldag H, Hummelsheim H. Evidence-based physiotherapeutic concepts for improving arm and hand function in stroke patients: A review. *J Neurol*. 2002; 249: 518 – 528.
35. Lynskey JV, Belenger A, Jung R. Activity-dependent plasticity in spinal cord injury. *J Rehabil Res Dev*. 2008; 45(2): 229-40.
36. Beekhuizen KS, Field-Fote EC. Sensory stimulation augments the effects of massed practice training in persons with tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008; 89: 602-608.
37. Beekhuizen KS, Field-Fote EC. Massed practice versus massed practice with stimulation: effects on upper extremity function and cortical plasticity in individuals with incomplete cervical spinal cord injury. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2005; 19 (1): 33-45.
38. Benton LA, Baker LL, Bowman BR, Waters RL. Functional electrical stimulation: A practical clinical guide. 2nd ed. California; 1981.
39. Rose J, Gamble JG. *Marcha humana*. 2 ed. São Paulo: Editorial Premier; 1993, 364p.
40. Barat M, Dehail P, Seze M. Fatigue after spinal cord injury. *Annales de réadaptation et médecine physique*. 2006; 49: 365-369.
41. Correia PP, Mil-Homens P. *A eletromiografia no estudo do movimento humano*. 1ed. Portugal: FMH editions; 2004.

42. Jassen-Potten YJM, Seelen HAM, Janssen-Bonges HMM, Vander Woude LHV. Assessment of upper extremity muscle function in persons with tetraplegia. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008; 18:516-526.
43. Sherwood AM, McKay WB, Dimitrijevic MR. Motor control after spinal cord injury: assessment using surface EMG. *Muscle & Nerve*. 1996; 19: 066-979.
44. De Luca CJ, Webster JG. Electromyography. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. John Wiley Publisher. 2006; 98-109p.
45. Konrad P. The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. USA: Noraxon INC; 2005. 60p.
46. Hermens H, Jandir. Freriks B, Merletti R, Rau G, Disselhorst-Klug C, Stegeman DF, Hägg GM. Biomedical Health and Research Program of the European Union. The SENIAM project. Netherlands: BIOMED II; 2006.
47. Basmajian JV, Blumenstein R. Electrodeplacement in electromyographic biofeedback. In: Basmajian, JV. *Biofeedback: principles and practice for clinicians*. 3th ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1989. p 369-82.
48. Bohannon RW. Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. *Arch Phys Med Rehabilitation*. 1997; 78: 26-32.
49. Koshland GF, Galloway JC, Farley B. Novel muscle patterns for reaching after cervical spinal cord injury: a case for motor redundancy. *Exp Brain Res*. 2005; 164: 133–147.
50. Zariffa J, Steeves J, Pai DC. Changes in hand muscle synergies in subjects with spinal cord injury: characterization and functional implications. *Journal of spinal cord medicine*. 2012; 35: 310-318.
51. Durward BR, Baer GD, Rowe PJ. Functional human movement: measurement and analysis. Oxford: Butterworth Heinemann; 1999.

52. Mogk JPM, Keir PJ. Crosstalk in surface electromyography of the proximal forearm during gripping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2003; 13: 63–71.

## **9. APÊNDICES**

### **9.1 Termo de consentimento livre e esclarecido dos indivíduos com tetraplegia**

#### **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO - PACIENTES**

Você está sendo convidado como voluntário a participar da pesquisa: AVALIAÇÃO DE INDIVÍDUOS TETRAPLÉGICOS SUBMETIDOS À REABILITAÇÃO DOS MEMBROS SUPERIORES.

O intuito do estudo é medir a melhora dos movimentos, da força, do espasmo e da atrofia muscular dos braços, gerados pelo treinamento funcional associado a estimulação elétrica neuromuscular ou a órtese híbrida (órtese mecânica de cotovelo associada à estimulação elétrica neuromuscular). Isso será avaliado através das avaliações de espasticidade, atividade e força muscular.

O presente projeto será desenvolvido em caráter de pesquisa científica e tem como objetivo analisar a espasticidade, atividade e força muscular dos braços de indivíduos com tetraplegia durante oito meses de treinamento funcional com estimulação elétrica neuromuscular ou com a órtese híbrida.

Os procedimentos para realização das avaliações e do treinamento funcional serão da seguinte forma: Na avaliação da atividade muscular, a pele será limpa com álcool etílico e os eletrodos serão fixados com fita hipoalérgica na superfície dos braços e antebraços. Para avaliação de força, uma órtese será colocada na mão e fixada no aparelho que estará posicionado ao lado da cadeira de rodas. Para avaliação da espasticidade, o aparelho será fixado com uma faixa elástica e velcro no braço e antebraço do voluntário. As avaliações serão realizadas nos dois braços e repetidas após quatro e oito meses. Após a primeira avaliação, será iniciado o treinamento funcional associado à estimulação elétrica. Para isso, os eletrodos da estimulação elétrica serão fixados na superfície da pele com faixas elásticas e a órtese híbrida será posicionada no braço e antebraço e realizará os movimentos de dobrar e esticar o cotovelo, enquanto a estimulação elétrica auxiliará os movimentos de abrir e fechar os dedos.



O treinamento funcional e as avaliações de força, atividade muscular e espasticidade serão realizados no Laboratório de Reabilitação e Biomecânica do Aparelho Locomotor do HC da UNICAMP, sob a supervisão do Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior e não contarão com procedimentos dolorosos e nem invasivos, ou seja, serão realizados na superfície da pele. Desse modo, não possuirão efeitos colaterais e não trarão qualquer risco para a integridade física dos participantes. Além disso, tanto nas avaliações quanto no treinamento funcional, o voluntário permanecerá sentado na própria cadeira de rodas, proporcionando maior conforto e segurança. Portanto, não há na pesquisa riscos previsíveis.

O estudo proporcionará uma melhora nos movimentos, na força, na atrofia muscular, no espasmo e na rigidez articular dos braços. Porém, apenas na conclusão da pesquisa será possível mensurar individualmente esses benefícios.

Você sempre terá acesso ao responsável da pesquisa para esclarecer dúvidas que possam surgir. Você é livre para recusar-se a participar, retirar seu consentimento ou interromper a participação a qualquer momento. A sua participação é voluntária e a recusa não lhe acarretará qualquer penalidade ou prejuízo.

O pesquisador manterá a sua identidade e as informações obtidas durante as avaliações em total sigilo. Os resultados da pesquisa serão mostrados e apresentados e permanecerão confidenciais. Seu nome e/ou dados que indique a sua participação, não serão utilizados sem a sua autorização. Você não será identificado em publicações que possam resultar deste estudo. Uma cópia deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido será arquivada e a outra entregue a você.

A participação no estudo não lhe acarretará custos e não dispõe de nenhuma compensação financeira ou ajuda de custo. Assim, caso você tenha despesas com transporte, alimentação entre outros, estas serão de sua responsabilidade.

Eu, \_\_\_\_\_ portador do  
RG: \_\_\_\_\_, residente na (rua,  
Av) \_\_\_\_\_ nº \_\_\_\_\_ Bairro: \_\_\_\_\_

Cidade/Estado: \_\_\_\_\_. Telefone(s): \_\_\_\_\_, fui informado dos objetivos, riscos, benefícios, procedimentos e outras informações relevantes da pesquisa, de maneira clara e detalhada e todas as dúvidas foram esclarecidas. Sei que em qualquer momento poderei solicitar novas informações e mudar minha decisão, se assim desejar. O professor orientador Dr. Alberto Cliquet Jr certifica-me de que todos os dados desta pesquisa serão confidenciais.

Declaro que voluntariamente concordo em participar da pesquisa: Avaliação de indivíduos tetraplégicos submetidos a reabilitação dos membros superiores.

Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FCM/UNICAMP.

Campinas, \_\_\_\_\_, de \_\_\_\_\_ de 20\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
Assinatura do voluntário

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior

\_\_\_\_\_  
Ft. Karina Cristina Alonso

Observações:

Para denúncias e/ou reclamações procurar o Comitê de Ética em Pesquisa/FCM/UNICAMP: Rua: Tessália Vieira de Camargo, 126 – CEP: 13083-887. Campinas-SP. Telefones: (19) 3521-8936 ou 3521-7187. Email: [cep@fcm.unicamp.br](mailto:cep@fcm.unicamp.br).

## **9.2 Termo de consentimento livre e esclarecido do grupo controle**

### **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO - GRUPO CONTROLE**

Você está sendo convidado como voluntário a participar da pesquisa: AVALIAÇÃO DE INDIVÍDUOS TETRAPLÉGICOS SUBMETIDOS À REABILITAÇÃO DOS MEMBROS SUPERIORES. A responsável por este estudo é a aluna Karina Cristina Alonso, a qual o apresentará integralmente este Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e fará a obtenção do consentimento, caso haja.

O intuito do estudo é analisar alguns benefícios, como a melhora de movimentos e do recrutamento muscular dos braços de indivíduos tetraplégicos, gerados por um treinamento funcional associado a estimulação elétrica neuromuscular ou a órtese híbrida (órtese mecânica de cotovelo associada à estimulação elétrica neuromuscular). Para que essas análises ocorram de forma fidedigna é importante estudar o comportamento da atividade muscular dos braços de indivíduos sem lesão medular.

O presente projeto será desenvolvido em caráter de pesquisa científica e tem como objetivo avaliar a atividade muscular dos braços de indivíduos tetraplégicos e sadios para posterior comparação.

A avaliação da atividade muscular será realizada no Laboratório de Reabilitação e Biomecânica do Aparelho Locomotor do HC da UNICAMP, sob a supervisão do Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior e não contará com procedimentos dolorosos e nem invasivos, pois serão realizados na superfície da pele. Desse modo, não possuirão efeitos colaterais e não trarão qualquer risco para a integridade física dos participantes. Não havendo, portanto, riscos previsíveis.

Essa avaliação será dividida em duas fases: para isso, o voluntário sentará em uma cadeira confortável com apoio de braços ajustável, a pele será limpa com álcool etílico e os eletrodos serão fixados com fita hipoalérgica na superfície dos braços e antebraços. Na primeira fase, o braço do participante ficará apoiado no braço da cadeira com o cotovelo dobrado a 90 graus e a mão fixada com uma faixa

acolchoada. Em seguida, o participante realizará uma força contra a faixa, como se quisesse dobrar o cotovelo, contraindo o músculo bíceps. Para avaliar o músculo tríceps o movimento será realizado contra o braço da cadeira com o intuito de esticar o cotovelo. Em ambos os casos, a contração muscular será mantida por cinco segundos com intervalos de dois minutos de descanso, entre as cinco repetições. Após o término desta fase, será avaliado o recrutamento muscular no movimento de alcançar um objeto cilíndrico à frente do tronco, pegá-lo, levá-lo a boca e retorná-lo a posição inicial. Esta tarefa proposta será repetida por cinco vezes com intervalos de um minuto de descanso. Essas análises serão realizadas em um único dia.

O método utilizado nesta pesquisa para avaliar quantitativamente a atividade muscular é único e, portanto, não há outros alternativos.

O estudo não lhe proporcionará benefícios diretos, mas avaliará a intensidade e o comportamento da ativação muscular dos seus braços. Isto é interessante, pois analisa a integralidade do sistema muscular e pode auxiliar pessoas que praticam exercícios físicos ou venham a praticar ou que realizam atividade ocupacional com os braços.

Você sempre terá acesso ao responsável da pesquisa para esclarecer dúvidas que possam surgir. Você é livre para recusar-se a participar, retirar seu consentimento ou interromper a participação a qualquer momento. A sua participação é voluntária e a recusa não lhe acarretará qualquer penalidade ou prejuízo.

O pesquisador manterá a sua identidade e as informações obtidas durante as avaliações em total sigilo. Os resultados da pesquisa serão lhe apresentados e permanecerão confidenciais. Seu nome e/ou dados que indique a sua participação, não serão utilizados sem a sua autorização. Você não será identificado em publicações que possam resultar deste estudo. Uma cópia deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido será arquivada e a outra entregue a você.

A participação no estudo não lhe acarretará custos e não dispõe de nenhuma compensação financeira ou ajuda de custo. Assim, caso você tenha despesas com transporte, alimentação entre outros, estas serão de sua responsabilidade.

Eu \_\_\_\_\_ portador do RG: \_\_\_\_\_, residente na (rua, Av) \_\_\_\_\_ nº \_\_\_\_\_, Bairro: \_\_\_\_\_, Cidade/Estado \_\_\_\_\_. Telefone(s): \_\_\_\_\_, fui informado dos objetivos, riscos, benefícios, procedimentos e outras informações relevantes da pesquisa, de maneira clara e detalhada e todas as dúvidas foram esclarecidas. Sei que em qualquer momento poderei solicitar novas informações e mudar minha decisão, se assim desejar. O professor orientador Dr. Alberto Cliquet Jr certifica-me de que todos os dados deste estudo serão confidenciais.

Declaro que voluntariamente concordo em participar da pesquisa: Avaliação de indivíduos tetraplégicos submetidos a reabilitação dos membros superiores.

Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FCM/UNICAMP.

Campinas, \_\_\_\_\_, de \_\_\_\_\_ de 20\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
Assinatura do voluntário

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior

\_\_\_\_\_  
Ft. Karina Cristina Alonso

Observações:

Para denúncias e/ou reclamações procurar o Comitê de Ética em Pesquisa/FCM/UNICAMP: Rua: Tessália Vieira de Camargo, 126 – CEP: 13083-887. Campinas-SP. Telefones: (19) 3521-8936 ou 3521-7187. Email: cep@fcm.unicamp.br.



## 10.2 Parecer consubstanciado do CEP

FACULDADE DE CIENCIAS  
MEDICAS - UNICAMP  
(CAMPUS CAMPINAS)



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** AVALIAÇÃO DE INDIVÍDUOS TETRAPLÉGICOS SUBMETIDOS À REABILITAÇÃO DOS MEMBROS SUPERIORES

**Pesquisador:** Karina Cristina Alonso

**Área Temática:**

**Versão:** 5

**CAAE:** 16790813.2.0000.5404

**Instituição Proponente:** Hospital de Clínicas da UNICAMP

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 362.805

**Data da Relatoria:** 12/08/2013

#### Apresentação do Projeto:

Trata-se de um estudo clínico e avaliará os membros superiores de indivíduos tetraplégicos submetidos a reabilitação. Participarão do estudo 16 indivíduos tetraplégicos que serão divididos em dois grupos, um que realizará treinamento funcional com Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) e o outro com uma órtese híbrida (órtese mecânica de cotovelo associada à EENM). Além disso, serão selecionados oito indivíduos, todos do sexo masculino, maiores de 18 anos, sem lesão medular e qualquer outro tipo de patologia que possam interferir nas análises, para compor o grupo controle. Os participantes do grupo da EENM são pacientes do Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor do HC da UNICAMP e receberão as informações do estudo durante suas atividades no laboratório, os que mostrarem interesse, serão selecionados.

#### Objetivo da Pesquisa:

**Objetivo geral:** Avaliar e comparar a atuação da EENM e do Sistema Híbrido na restauração das funções dos membros superiores de sujeitos com tetraplegia; **Objetivo específico**

Investigar qual método de reabilitação é mais eficaz para a aquisição ou melhora da sensibilidade, força, recrutamento muscular e espasticidade dos membros superiores, na população sob estudo.

**Endereço:** Rua Tessália Vieira de Camargo, 126

**Bairro:** Barão Geraldo

**CEP:** 13.083-887

**UF:** SP

**Município:** CAMPINAS

**Telefone:** (19)3521-8936

**Fax:** (19)3521-7187

**E-mail:** cep@fcm.unicamp.br



FACULDADE DE CIENCIAS  
MEDICAS - UNICAMP  
(CAMPUS CAMPINAS)



Continuação do Parecer: 362.805

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Embora os autores considerem não haver riscos, informam que fisioterapeutas estarão presentes nos momentos das atividades, de modo a evitar acidentes e intervir na coleta de dados. Essa pesquisa trará benefícios diretos aos participantes como a melhora na destreza para executar os movimentos de alcance e preensão, aumento de força muscular, diminuição de atrofia e espasmos musculares e rigidez articular. Além disso, este estudo tem o intuito de avaliar a atividade, força e a espasticidade da musculatura dos membros superiores de indivíduos com tetraplegia e possibilitar através das análises obtidas, um melhor entendimento sobre o recrutamento muscular, de força, destreza e diminuição da espasticidade, após quatro e oito meses de treinamento funcional com a EENM e órtese híbrida, proporcionando uma reabilitação mais adequada, individualizada, garantindo assim, maior qualidade de vida e independência à esses pacientes.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

- Trata-se de um trabalho para Tese de Doutorado. O estudo será conduzido em 16 indivíduos tetraplégicos, pacientes do Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor do Hospital de Clínicas da Universidade Estadual de Campinas (HC da UNICAMP), dos quais oito dos voluntários realizarão reabilitação com EENM e os outros 8 com a órtese híbrida. Além disso, serão recrutados 8 indivíduos sem lesão medular ou qualquer outra patologia que possa interferir nas análises, para compor o grupo controle.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

- Foram apresentados: Folha de rosto com assinaturas adequadas, Projeto de pesquisa original e projeto gerado pela Plataforma Brasil e TCLE.

- Nova versão do TCLE para grupo de estudo e controle está adequado, em conformidade com a Resolução 466/2012, CNS, MS.

**Recomendações:**

- Cabe ao pesquisador desenvolver o projeto conforme delineado, elaborar e apresentar os relatórios parciais e final, bem como encaminhar os resultados para publicação, com os devidos créditos aos pesquisadores associados e ao pessoal técnico participante do projeto (Resolução 466/2012, CNS/MS).

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

- Aprovado. Todas as pendências devidamente atendidas.

Endereço: Rua Tessália Vieira de Camargo, 126

Bairro: Barão Geraldo

CEP: 13.083-887

UF: SP

Município: CAMPINAS

Telefone: (19)3521-8936

Fax: (19)3521-7187

E-mail: cep@fcm.unicamp.br



FACULDADE DE CIENCIAS  
MEDICAS - UNICAMP  
(CAMPUS CAMPINAS)



Continuação do Parecer: 362.805

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

CAMPINAS, 16 de Agosto de 2013

---

**Assinador por:**

**Fátima Aparecida Bottcher Luiz**  
(Coordenador)

**Endereço:** Rua Tessália Vieira de Camargo, 126

**Bairro:** Barão Geraldo

**CEP:** 13.083-887

**UF:** SP

**Município:** CAMPINAS

**Telefone:** (19)3521-8936

**Fax:** (19)3521-7187

**E-mail:** cep@fcm.unicamp.br